



# THESE

En vue de l'obtention du

## DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

Délivré par l'Université Toulouse III - Paul Sabatier

Discipline ou spécialité : Génie mécanique, mécanique des matériaux

---

**Présentée et soutenue par** *Michaël VERSET*

*Docteur en Médecine Vétérinaire, Assistant d'Enseignement et de Recherche Contractuel  
à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse*

**Le 24 Septembre 2013**

**Titre :** *Ostéosynthèse d'une perte de substance médio-diaphysaire :  
étude biomécanique et histologique comparative de plaques vissées  
conventionnelles et verrouillées chez le mouton*

---

### JURY

*Pr Olivier GAUTHIER*

*Pr Georges JACQUET-RICHARDET*

*Pr Paul BONNEVIALLE*

*Pr Pascal SWIDER*

*Pr André AUTEFAGE*

*Rapporteur*

*Rapporteur*

*Examineur*

*Directeur de thèse*

*Membre invité*

---

**Ecole doctorale :** *Mécanique, Energétique, Génie Civil, Procédés*

**Unité de recherche :** *IMFT UMR 5502*

**Directeur(s) de Thèse :** *Pr Pascal SWIDER*



# THESE

En vue de l'obtention du

## DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

Délivré par l'Université Toulouse III - Paul Sabatier

Discipline ou spécialité : Génie mécanique, mécanique des matériaux

---

**Présentée et soutenue par** *Michaël VERSET*

*Docteur en Médecine Vétérinaire, Assistant d'Enseignement et de Recherche Contractuel  
à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse*

**Le 24 Septembre 2013**

**Titre :** *Ostéosynthèse d'une perte de substance médio-diaphysaire :  
étude biomécanique et histologique comparative de plaques vissées  
conventionnelles et verrouillées chez le mouton*

---

### JURY

*Pr Olivier GAUTHIER*

*Pr Georges JACQUET-RICHARDET*

*Pr Paul BONNEVIALLE*

*Pr Pascal SWIDER*

*Pr André AUTEFAGE*

*Rapporteur*

*Rapporteur*

*Examineur*

*Directeur de thèse*

*Membre invité*

---

**Ecole doctorale :** *Mécanique, Energétique, Génie Civil, Procédés*

**Unité de recherche :** *IMFT UMR 5502*

**Directeur(s) de Thèse :** *Pr Pascal SWIDER*

à Mélanie, Lola et Siméon,

à Babeth et Paulo,

avec tout mon amour...



## **Remerciements**

Je tiens à remercier chaleureusement le Pr Pascal SWIDER, qui nous a fait l'honneur d'encadrer cette thèse par son soutien aux différentes étapes, par ses conseils avisés et par son approche mécanique toujours en prise directe avec la clinique.

J'aimerais également exprimer ma gratitude aux Prs Olivier GAUTHIER et Georges JACQUET-RICHARDET pour avoir accepté d'être les rapporteurs de ce travail ainsi qu'au Pr Jean-Michel LAFOSSE pour sa participation au jury.

**Ce travail n'aurait pu être réalisé sans le soutien, l'aide et les conseils quotidiens de mes collègues de l'Unité de Chirurgie de l'ENVT.**

**Qu'ils trouvent, en ces quelques mots, l'expression des mes remerciements les plus sincères :**

Le Pr André AUTEFAGE, qui a consacré beaucoup de temps à la résolution des problèmes techniques rencontrés, aux réponses à mes millions de questions, aux interventions chirurgicales et au rangement de ma table opératoire (!), ainsi qu'aux analyses statistiques et aux corrections du manuscrit. Merci d'avoir partagé un petit morceau de votre immense expérience orthopédique et de votre rigueur scientifique, avec autant de disponibilité.

Le Dr Sophie PALIERNE, qui m'a beaucoup aidé, notamment dans la mise au point des essais mécaniques ainsi que dans la réalisation des interventions, en musique s'il vous plaît !

Le Dr Didier MATHON, qui a transmis l'essentiel de mes connaissances pratiques sur la "science des moutons" et a largement contribué à la qualité de leur prise en charge et de leur anesthésie.

Joëlle RIBAUT, qui a énormément œuvré, parfois dans l'urgence, pour le support logistique et financier de cette étude.

"Mes" thésards véto (F.-X., Martin, P.-E., Baptiste et Maxime), qui n'ont compté ni les heures ni l'énergie dépensée au quotidien pour que l'expérimentation se déroule au mieux et pour résoudre les nombreux problèmes rencontrés.

Leur bonne humeur, leur motivation et leurs idées ont été un vrai moteur pour cette thèse d'université!

En espérant que la thèse d'exercice vétérinaire qu'ils ont préparée en parallèle de l'expérimentation leur ait apporté des connaissances anesthésiques et chirurgicales, une approche intéressante de la rigueur et du questionnement permanent associés à la recherche sur le vivant. Qu'elle leur donne surtout l'envie d'aller plus loin.

Marianne LEGRAS, la femme qui murmure à l'oreille des brebis, qui a beaucoup aidé aux phases d'expérimentation animale et de travail au laboratoire, par son calme et son efficacité.

Nathalie MASSAT, Valérie VASS, Alice DUCASSE et Denis HABOUZIT, techniciens de stérilisation du bloc et champions de l'autoclave. En remerciement de leur indispensable travail, souvent sous pression (!) pour permettre l'enchaînement des interventions.

**D'autres personnes doivent être remerciées pour leur contribution à cette thèse :**

L'Unité de Physiologie de l'ENVT et particulièrement Catherine VIGUIÉ, Elisabeth JEUNESSE et les animaliers qui ont permis l'hébergement des brebis dans des conditions optimales.

La société URODELIA<sup>TM</sup> dont le Dr Patrick FRAYSSINET, pour la réalisation des techniques et des interprétations histologiques et histomorphométriques.

La division vétérinaire de la société SYNTHES<sup>TM</sup> France, pour sa contribution matérielle à cette étude.

**Le plus important pour la fin :**

Mélanie, Lola et Siméon, qui ont fait preuve de beaucoup de patience et de tolérance lors des moments difficiles et lors de mes nombreuses absences, alors que je les délaissais pour consacrer plus de temps aux brebis qu'à ma petite famille. Merci d'avoir été mon rayon de soleil quotidien quand les nuages obscurcissaient mes pensées... Je vous aime plus que tout!

Mes parents, Babeth et Paulo, qui ont toujours soutenu ma vocation de vétérinaire, puis d'Enseignant-Chercheur en chirurgie vétérinaire. Cette thèse représente une fierté pour eux mais aussi de nombreux sacrifices consentis pour me permettre d'en arriver là. J'aimerais tant passer plus de temps avec vous... Je vous aime!

## **Ce travail de recherche a fait l'objet de plusieurs publications scientifiques :**

### Publications dans des périodiques internationaux à comité de lecture :

**VERSET M., PALIERNE S., MATHON D., SWIDER P., AUTEFAGE A.**

Comparison of the Effect of Locking vs Standard Screws on the Mechanical Properties of Bone-plate Constructs in a Comminuted Diaphyseal Fracture Model.

Comput Meth Biomech Biomed Eng, 2012, 15, Suppl. 1, 337-339.

**VERSET M., PALIERNE S., MATHON D., SWIDER P., AUTEFAGE A.**

Comparison of the Effect of Locking vs Standard Screws on the Mechanical Properties of Bone-plate Constructs in a Comminuted Diaphyseal Fracture Model.

Vet Surg, 2012, 41, 5 (Scientific Presentation Abstracts), E5.

### Communications orales dans des congrès nationaux :

**VERSET M., PALIERNE S., MEYNAUD P., MATHON D., ASIMUS E., AUTEFAGE A.**

Comparaison des Propriétés Mécaniques en Flexion 4 Points des Plaques Vissées pour Vis de 3,5 et 4,5 mm.

In : Congrès National AFVAC 2011 (2011 : Lyon).

**VERSET M., PALIERNE S., MEYNAUD, P. MATHON D., ASIMUS E., SWIDER P., AUTEFAGE A.**

Vis Verrouillées vs Vis Standard : Etude ex vivo de Montages Pontant une Fracture Comminutive Diaphysaire.

In : Congrès National AFVAC 2012 (2012 : Paris).

### Communications orales dans des congrès internationaux :

**VERSET M., PALIERNE S., MATHON D., SWIDER P., AUTEFAGE A.**

Comparison of the Effect of Locking vs Standard Screws on the Mechanical Properties of Bone-plate Constructs in a Comminuted Diaphyseal Fracture Model.

In : 2012 ECVS Meeting (2012 : Barcelone).

**VERSET M., PALIERNE S., MATHON D., SWIDER P., AUTEFAGE A.**

Comparison of the Effect of Locking vs Standard Screws on the Mechanical Properties of Bone-plate Constructs in a Comminuted Diaphyseal Fracture Model.

In : 37<sup>e</sup> Congrès de la Société de Biomécanique (2012 : Toulouse).





# **Table des matières**

<b>Remerciements.....</b>	<b>5</b>
<b>Table des matières .....</b>	<b>9</b>
<b>Table des illustrations.....</b>	<b>13</b>
<b>Table des annexes.....</b>	<b>17</b>
<b>Liste des matériels et consommables utilisés .....</b>	<b>17</b>
<b>Liste et traduction des abréviations .....</b>	<b>19</b>
<b>Introduction.....</b>	<b>21</b>

## **1<sup>ÈRE</sup> PARTIE : état des connaissances actuelles**

<b>I. Biologie de la cicatrisation osseuse secondaire .....</b>	<b>25</b>
<b>A. Description de la cicatrisation osseuse en conditions instables .....</b>	<b>25</b>
<b>B. Facteurs influençant la cicatrisation osseuse secondaire diaphysaire .....</b>	<b>30</b>
1. Facteurs généraux .....	30
2. Facteurs locaux .....	30
a) Facteurs mécaniques .....	30
b) Irrigation sanguine et approvisionnement en oxygène .....	36
c) Autres facteurs locaux .....	37
<b>II. Techniques d'ostéosynthèses et implants actuellement utilisés .....</b>	<b>38</b>
<b>A. Description de l'ostéosynthèse biologique .....</b>	<b>38</b>
<b>B. Comparaison expérimentale et clinique de l'ostéosynthèse anatomique avec l'ostéosynthèse biologique.....</b>	<b>39</b>
<b>C. Différents implants utilisables pour l'ostéosynthèse biologique .....</b>	<b>39</b>
<b>III. Les plaques verrouillées .....</b>	<b>39</b>
<b>A. Généralités et classification des plaques verrouillées .....</b>	<b>39</b>
<b>B. Diversité des plaques verrouillées vétérinaires actuelles .....</b>	<b>40</b>
1. Plaques verrouillées à angulation fixe ou monoaxiales .....	40
2. Plaques verrouillées à angulation variable ou polyaxiales.....	42
<b>C. Principes et biomécanique de la fixation verrouillée par plaque LCP®.....</b>	<b>46</b>
<b>D. Indications des plaques LCP® .....</b>	<b>52</b>
<b>E. Recommandations d'utilisation des plaques LCP® lors d'ostéosynthèse d'alignement diaphysaire .....</b>	<b>53</b>
1. Nombre de vis et de corticales .....	54
2. Longueur de la plaque et remplissage des trous.....	56
3. Longueur de travail de la plaque.....	58
4. Espace entre la plaque et l'os sous-jacent.....	60
<b>F. Inconvénients des plaques LCP® .....</b>	<b>60</b>
<b>IV. Synthèse bibliographique de la comparaison des plaques verrouillées avec les plaques conventionnelles .....</b>	<b>62</b>
<b>A. Résultats expérimentaux comparatifs des plaques verrouillées .....</b>	<b>62</b>
1. Comparaisons mécaniques des plaques verrouillées .....	62
2. Comparaisons biologiques et mécaniques des plaques verrouillées.....	64
<b>B. Résultats cliniques comparatifs des plaques verrouillées .....</b>	<b>64</b>
<b>V. Problématique de l'étude .....</b>	<b>64</b>

## 2<sup>ÈME</sup> PARTIE : étude *ex vivo*

Résumé .....	69
Introduction.....	70
<b>I. Matériels et méthodes .....</b>	<b>71</b>
<b>A. Matériels .....</b>	<b>71</b>
1. Spécimens .....	71
2. Implants .....	71
3. Machines d'essais biomécaniques et instruments de mesure.....	72
4. Matériel d'imagerie médicale .....	73
<b>B. Méthodes.....</b>	<b>74</b>
1. Mesures morphologiques.....	74
2. Création du modèle de fracture et ostéosynthèse.....	74
3. Évaluation radiographique après ostéosynthèse .....	76
4. Étalonnage des différents capteurs utilisés pour les essais biomécaniques.....	76
5. Étalonnage du couplemètre .....	76
a) Étalonnage de l'inclinomètre .....	77
b) Étalonnage du micromètre à balayage laser .....	77
6. Inclusion en résine des extrémités osseuses des spécimens.....	78
7. Essais biomécaniques non-destructifs <i>ex vivo</i> sur l'os appareillé et l'os controlatéral.....	79
a) Conditions des essais mécaniques.....	79
b) Flexion 4 points.....	82
c) Torsion .....	84
d) Compression axiale .....	86
e) Interprétation des mesures .....	88
8. Analyse statistique .....	88
<b>II. Résultats .....</b>	<b>89</b>
<b>A. Caractéristiques morphologiques des tibias.....</b>	<b>89</b>
<b>B. Resserrage des vis .....</b>	<b>89</b>
<b>C. Propriétés mécaniques des tibias.....</b>	<b>89</b>
1. Évaluation qualitative.....	89
2. Évaluation quantitative.....	90
<b>III. Discussion.....</b>	<b>93</b>
<b>A. Éléments de matériels et méthodes.....</b>	<b>93</b>
1. Choix de l'espèce utilisée .....	93
2. Choix de l'os à utiliser pour l'appareillage .....	93
3. Choix du modèle de perte de substance utilisé comme modèle de fracture comminutive .....	93
4. Etude de la géométrie de l'os à appareiller et du montage.....	94
a) Choix des plaques.....	94
b) Choix des empreintes des têtes de vis .....	97
c) Choix du couple de serrage des vis .....	97
d) Adéquation du montage choisi avec les recommandations actuelles.....	97
5. Etude de la méthodologie des essais biomécaniques .....	98
a) Méthodologie d'inclusion en résine des extrémités osseuses des spécimens.....	98
b) Domaine général des essais biomécaniques .....	100
c) Conditions de conservation des spécimens .....	100
d) Sollicitation appliquée sur le spécimen en flexion 4 points .....	101
e) Sollicitation appliquée sur le spécimen en torsion.....	103
f) Sollicitation appliquée sur le spécimen en compression axiale.....	104
6. Mesure des propriétés mécaniques des différents spécimens par essais biomécaniques <i>ex vivo</i> .....	105

<b>B. Interprétation des résultats .....</b>	<b>107</b>
1. Caractéristiques morphologiques des tibias.....	107
2. Resserrage des vis .....	107
3. Propriétés mécaniques des tibias .....	107
<b>C. Biais potentiels de l'étude .....</b>	<b>110</b>
1. Biais liés aux différences de morphologie des spécimens inclus.....	110
2. Biais liés au protocole de création du modèle de fracture et d'ostéosynthèse .....	110
3. Biais liés à la nature des implants utilisés .....	111
4. Biais liés à la position d'insertion des vis standard .....	112
5. Biais liés à l'intensité de serrage des vis standard .....	112
6. Biais liés au positionnement des broches pour mesures locales.....	112
7. Biais liés à la direction de sollicitation en flexion et à la succession des essais biomécaniques .....	113
<b>Conclusion .....</b>	<b>114</b>

### **3<sup>ÈME</sup> PARTIE : étude *in vivo***

<b>Résumé .....</b>	<b>117</b>
<b>Introduction.....</b>	<b>119</b>
<b>I. Matériels et méthodes .....</b>	<b>120</b>
<b>A. Matériels .....</b>	<b>120</b>
1. Animaux et spécimens .....	120
2. Implants, machines d'essais biomécaniques et instruments de mesure .....	120
3. Matériel d'imagerie médicale .....	121
<b>B. Méthodes.....</b>	<b>122</b>
1. Mesures morphologiques.....	122
2. Protocole anesthésique et analgésique .....	122
3. Création du modèle de fracture et ostéosynthèse.....	122
4. Conditions postopératoires.....	124
5. Évaluation clinique.....	126
6. Évaluation radiographique.....	126
a) Examens radiographiques.....	126
b) Évaluation radiographique de la cicatrisation osseuse.....	127
7. Évaluation du desserrage des vis.....	129
8. Étalonnage des différents capteurs utilisés pour les essais biomécaniques.....	129
9. Essais biomécaniques non-destructifs ex vivo sur l'os appareillé, le cal osseux et l'os controlatéral .....	130
a) Conditions des essais mécaniques et interprétation des mesures .....	130
b) Flexion 4 points.....	131
c) Torsion .....	131
d) Compression axiale .....	131
10. Évaluation histologique et histomorphométrique du cal osseux.....	131
11. Analyse statistique .....	134

<b>II. Résultats .....</b>	<b>134</b>
<b>A. Complications des ostéosynthèses.....</b>	<b>134</b>
<b>B. Caractéristiques morphologiques des tibias.....</b>	<b>135</b>
<b>C. Évaluation radiographique de la cicatrisation osseuse .....</b>	<b>136</b>
1. Évaluation qualitative.....	136
2. Évaluation semi-quantitative .....	138
<b>D. Évaluation du desserrage des vis.....</b>	<b>139</b>
<b>E. Propriétés mécaniques des tibias.....</b>	<b>141</b>
1. Évaluation qualitative.....	141
2. Évaluation quantitative à 6 semaines .....	142
3. Évaluation quantitative à 12 semaines .....	143
4. Évolution des propriétés mécaniques des spécimens au cours du temps.....	150
<b>F. Évaluation histologique et histomorphométrique .....</b>	<b>155</b>
1. Évaluation qualitative.....	155
2. Évaluation quantitative.....	157
<b>III. Discussion.....</b>	<b>159</b>
<b>A. Eléments de matériels et méthodes.....</b>	<b>159</b>
1. Conditions postopératoires et reprise d'appui sur le membre.....	159
2. Configuration des montages verrouillés.....	159
3. Etude de la méthodologie des essais biomécaniques .....	160
a) Essais biomécaniques sur les cals osseux.....	160
b) Conditions de conservation des spécimens.....	160
4. Moyens d'évaluation de la cicatrisation osseuse .....	161
a) Évaluation radiographique du cal osseux.....	161
b) Évaluation par histologie du cal osseux.....	161
<b>B. Interprétation des résultats .....</b>	<b>162</b>
1. Caractéristiques morphologiques des tibias.....	162
2. Évaluation du desserrage des vis.....	162
3. Propriétés mécaniques des spécimens à 6 et 12 semaines postopératoires.....	163
4. Évolution des propriétés mécaniques des spécimens au cours du temps.....	166
5. Confrontation des résultats des évaluations radiographique, histologique, histomorphométrique et biomécanique de la cicatrisation osseuse.....	168
6. Variabilité des résultats radiographiques, mécaniques et histologiques.....	172
<b>C. Biais potentiels de l'étude .....</b>	<b>172</b>
1. Biais liés aux différences de morphologie des individus inclus .....	172
2. Biais liés à la préparation des spécimens pour les essais biomécaniques.....	172
3. Biais liés à la succession des essais biomécaniques .....	173
4. Biais liés au positionnement des broches pour mesure interfragmentaire.....	173
<b>D. Limites de l'étude.....</b>	<b>174</b>
1. Modèle de fracture utilisé .....	174
2. Limites des moyens d'évaluation de la cicatrisation osseuse .....	175
a) Évaluation radiographique de la cicatrisation osseuse .....	175
b) Mesures directes et indirectes de la raideur du cal in vivo .....	176
c) Évaluation histologique et histomorphométrique.....	177
d) Limite statistique liée aux effectifs utilisés.....	177
<b>Conclusion .....</b>	<b>178</b>
<b>Conclusion générale et perspectives .....</b>	<b>181</b>
<b>Bibliographie.....</b>	<b>183</b>
<b>Annexes .....</b>	<b>209</b>

# Table des illustrations

## Figures

Figure 1 : séquence des différentes phases de cicatrisation osseuse secondaire, d'après [20]	25
Figure 2 : séquence des événements de différenciation tissulaire lors de cicatrisation osseuse secondaire, d'après [26].....	26
Figure 3 : phase inflammatoire de la cicatrisation osseuse secondaire, d'après [22] .....	27
Figure 4 : formation du cal mou et début d'ossification intramembraneuse lors de cicatrisation osseuse secondaire, d'après [22].....	28
Figure 5 : formation du cal dur et différents mécanismes d'ossification lors de cicatrisation osseuse secondaire, d'après [22].....	29
Figure 6 : phase de remodelage de cicatrisation osseuse secondaire, d'après [22] .....	30
Figure 7 : structure du cal, d'après [6].....	30
Figure 8 : illustration de plaque de compression à verrouillage (LCP®) (catalogue Synthes™) : .....	40
Figure 9 : photographie de plaque de compression à verrouillage (LCP®) (catalogue Synthes™), associée à des vis :.....	41
Figure 10 : photographies de têtes et corps de vis d'ostéosynthèse (catalogue Synthes™) : ....	41
Figure 11 : distribution des forces lors d'ostéosynthèse d'alignement par plaque avec vis standard, d'après [20].....	46
Figure 12 : transfert des charges depuis l'os vers l'implant, d'après [132] :.....	47
Figure 13 : distribution des forces lors d'ostéosynthèse d'alignement par plaque avec vis verrouillée, d'après [20].....	48
Figure 14 : relation entre épaisseur des corticales, caractère mono- ou bicortical et distance de travail des vis et, d'après [132] : .....	51
Figure 15 : mécanismes d'arrachement des vis, d'après [132] :.....	52
Figure 16 : illustration de la longueur relative de la plaque et du taux de remplissage des trous pour une plaque d'alignement pontant une fracture comminutive, d'après [152] .....	56
Figure 17 : effet de la longueur de la plaque d'alignement sur le bras de levier et la force d'arrachement des vis, d'après [152] : .....	57
Figure 18 : effet de la distance de travail de la plaque lors d'ostéosynthèse d'alignement, d'après [152] : .....	59
Figure 19 : photographies de plaque de compression à verrouillage (LCP®) large pour vis de 4,5/5,0 mm à 8 trous et de la position du site d'ostéotomie : .....	72
Figure 20 : photographies de la pièce d'écartement conçue pour cette étude : .....	75
Figure 21 : photographie d'un tibia appareillé obtenu après création de la perte de substance de 5 mm et ostéosynthèse par plaque LCP® équipée de vis standard.....	75
Figure 22 : illustration du principe de l'étalonnage du couplemètre .....	76
Figure 23 : illustration des points définissant l'axe mécanique d'un tibia gauche :.....	78
Figure 24 : photographies de la potence utilisée lors de l'insertion des broches : .....	79
Figure 25 : insertion latérale des broches à proximité de l'espace interfragmentaire : .....	80
Figure 26 : photographies du micromètre à balayage laser et de son support, posés sur le bâti de la presse électromécanique MTS™ 10/MH® : .....	81
Figure 27 : illustrations de la configuration du micromètre à balayage laser pour mesures : .	82
Figure 28 : photographie du banc de flexion 4 points en cours de fonctionnement sur un tibia appareillé.....	83
Figure 29 : photographie du banc de flexion 4 points et du micromètre laser lors d'un essai sur un tibia présentant un cal osseux, encadré par 2 broches pointées par le laser.....	84

Figure 30 : photographie du banc de torsion en cours de fonctionnement sur un tibia appareillé .....	85
Figure 31 : photographie du banc de compression axiale en cours de fonctionnement sur un tibia appareillé, entouré de compresses humides .....	87
Figure 32 : photographies du banc de compression et du micromètre laser lors d'un essai sur un tibia avec une perte de substance, encadrée par 2 broches pointées par le laser .....	87
Figure 33 : courbes de charge en fonction de la flèche lors d'essais en flexion 4 points sur un os appareillé .....	90
Figure 34 : courbes de charge en fonction du rapprochement interfragmentaire latéral lors d'essais en flexion 4 points sur un os appareillé.....	90
Figure 35 : comparaison des os appareillés avec vis standard et de ceux avec vis verrouillées à T0 pour : .....	92
Figure 36 : plaques pour grands fragments SYNTHES <sup>TM</sup> testées en flexion 4 points lors de l'étude préliminaire : .....	94
Figure 37 : radiographies de face et de profil illustrant les complications rencontrées avec l'utilisation de plaques LCP <sup>®</sup> larges pour vis de 3,5 mm : .....	96
Figure 38 : superposition de radiographies montrant l'axe mécanique du tibia (en vert) et l'axe passant par le centre des balles (en rouge) : .....	99
Figure 39 : charge appliquée sur un spécimen lors de flexion 4 points .....	101
Figure 40 : courbes de charge en fonction de la flèche lors d'essais destructifs en flexion 4 points : .....	103
Figure 41 : couple appliqué sur un spécimen lors de torsion.....	103
Figure 42 : courbes de couple en fonction de l'angle de torsion lors d'essais destructifs en torsion : .....	104
Figure 43 : charge appliquée sur un spécimen lors de compression axiale .....	104
Figure 44 : courbes de charge en fonction du déplacement vertical lors d'essais destructifs en compression axiale : .....	105
Figure 45 : illustration du déplacement d'une tête de vis standard dans la partie pour compression dynamique d'un trou combiné de plaque LCP <sup>®</sup> : .....	109
Figure 46 : illustration de la différence de distance de travail pour la plaque LCP <sup>®</sup> utilisée dans notre étude, avec des vis standard (en haut) ou des vis verrouillées (en bas) .....	111
Figure 47 : photographie du banc de torsion avec remplacement de l'inclinomètre .....	121
Figure 48 : photographie peropératoire lors de l'ostéotomie tibiale à la scie oscillante, sous irrigation continue (plaque fixée par la vis 1 et basculée crânialement).....	123
Figure 49 : photographie après écartement du site d'ostéotomie et plaque fixée sur le tibia. 123	
Figure 50 : photographie du modèle de perte de substance, avec le marquage longitudinal sur la corticale caudale permettant de contrôler l'alignement rotationnel du tibia .....	124
Figure 51 : photographie d'une brebis immobilisée dans un filet en phase postopératoire... 124	
Figure 52 : photographie d'une brebis avec une résine renforcée, dans son box .....	125
Figure 53 : photographie des box d'hébergement des brebis .....	125
Figure 54 : photographies du positionnement des ovins pendant un examen radiographique : .....	127
Figure 55 : illustration des scores d'évaluation radiographique de la réaction périostée.....	128
Figure 56 : illustration des scores d'évaluation radiographique de la consolidation osseuse 128	
Figure 57 : prélèvement des cals osseux après essais biomécaniques : .....	131
Figure 58 : illustration de coupe sagittale d'un cal osseux montrant les critères histomorphométriques évalués.....	132
Figure 59 : radiographies de face et de profil illustrant l'ostéomyélite survenue sur un tibia appareillé à 6 semaines postopératoires .....	135
Figure 60 : radiographies d'un cal osseux de type 1 à 12 semaines postopératoires : .....	137

Figure 61 : radiographies d'un cal osseux de type 2 à 12 semaines postopératoires :.....	138
Figure 62 : histogrammes comparant les types radiographiques de cicatrisation osseuse pour les différents groupes, à 12 semaines postopératoires .....	139
Figure 63 : histogrammes comparant les scores de resserrage des vis pour les différents groupes, à 6 et 12 semaines postopératoires .....	140
Figure 64 : courbes de charge en fonction de la flèche lors d'essais en flexion 4 points sur un cal osseux .....	141
Figure 65 : courbes de charge en fonction du rapprochement interfragmentaire latéral lors d'essais en flexion 4 points sur un cal osseux.....	141
Figure 66 : comparaison des os appareillés avec vis standard et de ceux avec vis verrouillées à 12 semaines pour : .....	148
Figure 67 : comparaison des cals osseux obtenus par ostéosynthèse avec vis standard et de ceux avec vis verrouillées à 12 semaines pour : .....	148
Figure 68 : comparaison des os appareillés avec vis standard et de ceux avec vis verrouillées à 12 semaines pour la déformation interfragmentaire longitudinale latérale :.....	149
Figure 69 : comparaison des cals osseux obtenus par ostéosynthèse avec vis standard et de ceux avec vis verrouillées à 12 semaines pour : .....	149
Figure 70 : comparaison des cals osseux obtenus par ostéosynthèse avec vis standard et de ceux avec vis verrouillées à 12 semaines pour : .....	150
Figure 71 : photographies des 3 types de cals osseux obtenus à 6 et 12 semaines :.....	155
Figure 72 : photographie de l'extrémité d'une diaphyse de cal de type II montrant un os cortical dense (CB), dans lequel se sont formées des cavités de résorption, à partir desquelles de l'os immature (IB) s'est déposé (barre 100 $\mu$ m) .....	156
Figure 73 : photographie de l'extrémité d'une diaphyse de cal de type III montrant une faible quantité d'os cortical, très remanié et spongieux (CBR), dans lequel se sont formées de grandes cavités de résorption (RC) par une forte activité ostéoclastique (>>>), à partir desquelles de l'os immature (NFB) s'est déposé (barre 75 $\mu$ m).....	156
Figure 74 : histogrammes comparant les types histologiques de cicatrisation osseuse et les scores de pontage osseux pour les différents groupes, à 12 semaines postopératoires..	157
Figure 75 : comparaison des cals osseux obtenus par ostéosynthèse avec vis standard et de ceux avec vis verrouillées à 12 semaines pour les tissus présents dans la zone entre les corticales des 2 fragments :.....	158

## Tableaux

Tableau 1 : caractéristiques des 3 zones du cal, adapté d'après [24].....	31
Tableau 2 : tolérance à la déformation des différents tissus impliqués dans la cicatrisation osseuse, d'après [58, 59, 62] .....	33
Tableau 3 : diversité des plaques verrouillées monoaxiales vétérinaires .....	44
Tableau 4 : diversité des plaques verrouillées polyaxiales vétérinaires .....	45
Tableau 5 : synthèse bibliographique des comparaisons mécaniques expérimentales des plaques verrouillées avec les plaques conventionnelles (nombre d'études).....	63
Tableau 6 : caractéristiques morphologiques (moyenne $\pm$ écart-type) des tibias appareillés et controlatéraux en l'absence de cicatrisation osseuse (T0).....	89
Tableau 7 : raideurs K et pertes de raideur Kr (moyenne $\pm$ écart-type) des tibias appareillés et controlatéraux en l'absence de cicatrisation osseuse (T0).....	91
Tableau 8 : pentes des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral S et déformations interfragmentaires longitudinales latérales $\epsilon_{lat}$ (moyenne $\pm$ écart-type) des tibias appareillés en l'absence de cicatrisation osseuse (T0).....	92

Tableau 9 : caractéristiques des plaques testées en flexion 4 points lors de l'étude préliminaire et résultats des raideurs intrinsèques en flexion.....	95
Tableau 10 : résultats de l'étude de la justesse de la méthode d'inclusion de l'os en résine.....	99
Tableau 11 : grille d'évaluation radiographique du cal osseux selon une seule incidence radiographique .....	128
Tableau 12 : grille d'évaluation semi-quantitative du resserrage des vis .....	129
Tableau 13 : grille d'évaluation histologique et histomorphométrique du cal osseux .....	133
Tableau 14 : caractéristiques morphologiques (moyenne $\pm$ écart-type) des tibias appareillés et controlatéraux à 6 semaines postopératoires.....	136
Tableau 15 : caractéristiques morphologiques (moyenne $\pm$ écart-type) des tibias appareillés et controlatéraux à 12 semaines postopératoires.....	136
Tableau 16 : scores d'évaluation radiographique (moyenne $\pm$ écart-type) des cals osseux à 12 semaines postopératoires .....	138
Tableau 17 : raideurs K et pertes de raideur Kr (moyenne $\pm$ écart-type) des tibias appareillés et controlatéraux à 6 semaines .....	145
Tableau 18 : pentes des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral S et déformations interfragmentaires longitudinales latérales $\epsilon_{lat}$ (moyenne $\pm$ écart-type) des tibias appareillés à 6 semaines .....	145
Tableau 19 : raideurs K et pertes de raideur Kr (moyenne $\pm$ écart-type) des tibias appareillés et controlatéraux et des cals osseux à 12 semaines.....	146
Tableau 20 : pentes des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral S et déformations interfragmentaires longitudinales latérales $\epsilon_{lat}$ (moyenne $\pm$ écart-type) des tibias appareillés et des cals osseux à 12 semaines.....	147
Tableau 21 : évolution des raideurs K et pertes de raideur Kr (moyenne $\pm$ écart-type) en flexion 4 points des tibias appareillés et controlatéraux .....	152
Tableau 22 : évolution des pentes des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral S et déformations interfragmentaires longitudinales latérales $\epsilon_{lat}$ (moyenne $\pm$ écart-type) en flexion 4 points des tibias appareillés .....	152
Tableau 23 : évolution des raideurs K et pertes de raideur Kr (moyenne $\pm$ écart-type) en torsion des tibias appareillés et controlatéraux .....	153
Tableau 24 : évolution des raideurs K et pertes de raideur Kr (moyenne $\pm$ écart-type) en compression axiale des tibias appareillés et controlatéraux .....	153
Tableau 25 : évolution des pentes des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral S et déformations interfragmentaires longitudinales latérales $\epsilon_{lat}$ (moyenne $\pm$ écart-type) en compression axiale des tibias appareillés.....	154
Tableau 26 : résultats de l'évaluation histomorphométrique (moyenne $\pm$ écart-type) des cals osseux à 12 semaines .....	158



## **Table des annexes**

Annexe 1 : synthèse bibliographique des comparaisons mécaniques expérimentales des plaques verrouillées .....	209
Annexe 2 : synthèse bibliographique des comparaisons biologiques et mécaniques expérimentales des plaques verrouillées .....	231
Annexe 3 : synthèse bibliographique des comparaisons cliniques des plaques verrouillées.	233
Annexe 4 : tableau de résultats et courbe d'étalonnage du couplemètre .....	235
Annexe 5 : tableau de résultats et courbe d'étalonnage de l'inclinomètre TME <sup>TM</sup> PMPS 20L <sup>®</sup> .....	236
Annexe 6 : tableau de résultats et courbe d'étalonnage du micromètre à balayage laser .....	237
Annexe 7 : exemple d'utilisation de la 1 <sup>ère</sup> colonne (caractères rouges) d'une table de permutations au hasard à 6 éléments pour l'attribution du type de vis, adaptée d'après celle de Cochran [229] .....	238
Annexe 8 : validation du protocole expérimental par le Comité d'Éthique pour l'Expérimentation Animale de la région Midi-Pyrénées .....	239
Annexe 9 : calendriers du protocole expérimental utilisé .....	240
Annexe 10 : tableau de résultats et courbe d'étalonnage de l'inclinomètre SENSOREX <sup>TM</sup> SX41142 <sup>®</sup> .....	241

## **Liste des matériels et consommables utilisés**

### ***Implants, consommables et matériels d'ostéosynthèse***

Ethilon<sup>®</sup> : Ethicon<sup>TM</sup>, Johnson & Johnson<sup>TM</sup> Inc., Issy-les-Moulineaux, France  
GA623<sup>®</sup> : Aesculap<sup>TM</sup> SA, Chaumont, France  
GC636R<sup>®</sup> : Aesculap<sup>TM</sup> SA, Chaumont, France  
Guide-mèche universel 4,5/3,2: Synthes GmbH<sup>TM</sup>, Oberdorf, Suisse  
LCP<sup>®</sup> : Synthes GmbH<sup>TM</sup>, Oberdorf, Suisse  
Versol<sup>®</sup> : Aguetant<sup>TM</sup>, Lyon, France  
Vicryl<sup>®</sup> : Ethicon<sup>TM</sup>, Johnson & Johnson<sup>TM</sup> Inc., Issy-les-Moulineaux, France

### ***Produits anesthésiques et analgésiques et moniteurs de suivi anesthésique***

Biox 3740<sup>®</sup> : DATEX-OHMEDA<sup>TM</sup> SAS, Champagne au Mont d'Or, France  
Excenel<sup>®</sup> : Pfizer<sup>TM</sup> Santé Animale, Paris, France  
Isoflurane Belamont<sup>®</sup> : Nicholas Piramal India<sup>TM</sup> Limited, London, England  
Minimon 7131<sup>®</sup> : KONTRON MEDICAL<sup>TM</sup>, Saint Germain en Laye, France  
Nesdonal<sup>®</sup> : Merial<sup>TM</sup> SAS, Villeurbanne, France  
Rompun<sup>®</sup> 2% Solution Injectable : Bayer Santé<sup>TM</sup> Division Santé Animale, Puteaux, France  
T61<sup>®</sup> : Intervet<sup>TM</sup>, Beaucouzé, France  
Tolfine<sup>®</sup> : Vétoquinol<sup>TM</sup> SA, Lure, France  
Xylovet<sup>®</sup> : CEVA<sup>TM</sup> Santé Animale, Libourne, France

### ***Médicaments antiparasitaires internes***

Oramec<sup>®</sup> Ovin Solution Orale : Merial<sup>TM</sup> SAS, Villeurbanne, France  
Seponver<sup>®</sup> : Janssen<sup>TM</sup> Santé Animale, Issy-les-Moulineaux, France

### ***Consommables pour résines renforcées des membres pelviens***

Sofban<sup>®</sup> 7,5 cm : BSN<sup>™</sup> Medical Limited, Charlotte, NC, USA

Tensoplast<sup>®</sup> : BSN<sup>™</sup> Medical Limited, Charlotte, NC, USA

Vetcast<sup>®</sup> Plus 5 cm : 3M<sup>™</sup>, St. Paul, MN, USA

### ***Consommables pour inclusion en résine des extrémités osseuses***

DEM 33<sup>®</sup> : DIL France<sup>™</sup>, Courtaboeuf, France

Rencast FC52<sup>®</sup> : Huntsman Advanced Materials<sup>™</sup> Limited, Cambridge, England

### ***Machines d'essais biomécaniques, instruments de mesure et composants des lignes de charge***

Console<sup>®</sup> : Instron Inc.<sup>™</sup>, Canton, MA, USA

CPJ<sup>®</sup> : SCAIME<sup>™</sup> SAS, Annemasse, France

DF30<sup>®</sup> : Scaime<sup>™</sup> SAS, Annemasse, France

Dynacell<sup>®</sup> : Instron Inc.<sup>™</sup>, Canton, MA, USA

Instron<sup>™</sup> ElectroPuls E1000<sup>®</sup> : Instron Inc.<sup>™</sup>, Canton, MA, USA

LS-3060R<sup>®</sup> : Keyence Corp.<sup>™</sup>, Osaka, Japon

LS-3100<sup>®</sup> : Keyence Corp.<sup>™</sup>, Osaka, Japon

LWL9-120<sup>®</sup> : IKO<sup>™</sup> France, Roissy C.D.G., France

MTS<sup>™</sup> 10/MH<sup>®</sup> : MTS Systems Corp.<sup>™</sup>, Eden Prairie, MN, USA

PCD-320A<sup>®</sup> : Kyowa Electronic Instruments Co., LTD.<sup>™</sup>, Tokyo, Japon

PMPS 20L<sup>®</sup> : TME<sup>™</sup>, Toulon, France

SX41142<sup>®</sup> : SENSOREX<sup>™</sup>, Garden Grove, CA, USA

T0 100.160 AR3<sup>®</sup> : SKF<sup>™</sup>, Montigny-le-Bretonneux, France

Testworks<sup>®</sup> : MTS Systems Corp.<sup>™</sup>, Eden Prairie, MN, USA

Wavematrix<sup>®</sup> : Instron Inc.<sup>™</sup>, Canton, MA, USA

### ***Matériel d'imagerie médicale***

Collimat M<sup>®</sup> : Dunlee Medical Components<sup>™</sup>, Düsseldorf, Allemagne

FCR 5000R<sup>®</sup> : Fujifilm Medical Systems<sup>™</sup> France, Asnières, France

IP Cassette Type C<sup>®</sup> : Fujifilm Medical Systems<sup>™</sup> France, Asnières, France

Opti<sup>®</sup> 150/30/50C-100 : Siemens<sup>™</sup> SAS France, Saint-Denis, France

Sapphire RAD-60<sup>®</sup> : Varian Medical Systems<sup>™</sup>, Salt Lake City, UT, USA

ViewPix<sup>®</sup> : Fujifilm Medical Systems<sup>™</sup> France, Asnières, France

### ***Logiciels d'interprétation et d'analyse des résultats***

ImageJ<sup>®</sup> : National Institutes of Health<sup>™</sup>, Bethesda, MD, USA, <http://imagej.nih.gov/ij/>

Microsoft<sup>™</sup> Excel<sup>®</sup> pour Mac 2011 : Microsoft Corp.<sup>™</sup>, Redmond, WA, USA

Systat 13<sup>®</sup> : Systat Software Inc.<sup>™</sup>, Point Richmond, CA, USA

## **Liste et traduction des abréviations**

ALPS <sup>®</sup>	Advanced Locking Plate System (Système Avancé de Plaque à Verrouillage)
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (Association pour l'Etude de l'Ostéosynthèse)
ASIF	Association for the Study of Internal Fixation (Association pour l'Etude de la Fixation Interne)
DCP <sup>®</sup>	Dynamic Compression Plate (Plaque à Compression Dynamique)
LC-DCP <sup>®</sup>	Limited Contact- Dynamic Compression Plate (Plaque à Compression Dynamique à Contact Limité)
LCP <sup>®</sup>	Locking Compression Plate (Plaque de Compression à Verrouillage)
LISS <sup>®</sup>	Less Invasive Stabilization System (Système de Stabilisation Moins Invasif)
MIPO	Minimally Invasive Plate Osteosynthesis (Ostéosynthèse par Plaque Mini-Invasive)
NCP	No-Contact Plate / NonContacting Plate (Plaque Sans Contact)
NGD <sup>™</sup>	New Generation Devices <sup>™</sup>
OBDNT	Open But Do Not Touch (Ouvrir Mais Ne Pas Toucher)
ORIF	Open Reduction and Internal Fixation (Réduction à Foyer Ouvert et Fixation Interne)
PAX <sup>®</sup>	PolyAXial Locking System (Système de Verrouillage Polyaxial)
PC-Fix <sup>®</sup>	Point Contact Fixator (Fixateur à Point de Contact)
SOP <sup>®</sup>	String Of Pearls (Collier De Perles)
SPS	Synthesis Pengo System
	Stacked Locking Hole Plate <sup>®</sup> (Plaque à Trous Verrouillés Etagés)
TPLO	Tibial Plate Leveling Osteotomy (Ostéotomie de Nivellement du Plateau Tibial)



## Introduction

Les fractures diaphysaires hautement comminutives sont très fréquentes en traumatologie vétérinaire canine et féline. Ainsi, le fémur est affecté dans 39 à 45% des cas de fractures des os longs et le tibia dans 15 à 26% [1-4]. Les fractures diaphysaires sont de nature comminutive dans 25 à 35% des fractures fémorales et 23% des fractures tibiales [4, 5]. Elles sont souvent causées par des accidents de la voie publique [6].

Ces fractures font partie des plus difficiles à traiter, avec succès, pour le chirurgien. Il y a quelques années, chez le chien et le chat, le traitement chirurgical standard consistait en une reconstruction anatomique de la colonne osseuse, associée à une fixation interne rigide procurant une stabilité maximale au foyer fracturaire, afin d'obtenir une cicatrisation *per primam*. Toutefois, la reconstruction d'un cylindre osseux de manière parfaitement anatomique reste une tâche délicate, voire impossible, même pour un chirurgien expérimenté. Des pertes de substance persistent : d'où le caractère instable des fractures, l'absence de transmission des efforts d'une extrémité d'un os long à l'autre et l'absence de partage des charges liées à l'appui entre l'os et l'implant. Une reconstruction anatomique imparfaite, associée à un temps opératoire prolongé et des dégâts tissulaires iatrogènes, était souvent à l'origine de l'échec de ce type de traitement et d'une prévalence élevée des complications majeures telles que retard ou absence de cicatrisation, refracture, infection, ou lâchage d'implants [7] [8, 9].

Les connaissances actuelles sur la cicatrisation des fractures comminutives indiquent que la revascularisation précoce du site fracturaire et des conditions mécaniques adaptées sont des facteurs plus importants que la fixation rigide des bouts fracturaires [8-10]. Aussi, depuis une vingtaine d'années, le concept d'ostéosynthèse dite "biologique", "d'alignement" ou "de pontage" a-t-il progressivement remplacé celui d'ostéosynthèse dite "rigide" ou "anatomique" pour le traitement de ces fractures [8, 10, 11]. La conception purement mécanique du traitement des fractures a ainsi cédé le pas à une conception plus biologique.

L'ostéosynthèse biologique consiste à privilégier un alignement des bouts fracturaires principaux sans abord du site de fracture, permettant de cette façon un respect de la vascularisation de l'os et des tissus mous (hématome fracturaire, périoste, insertions musculaires, etc) [6].

La fixation est assurée par un montage d'ostéosynthèse pontant le foyer fracturaire en s'ancrant sur les fragments osseux principaux proximal et distal. Le but est la formation rapide d'un cal osseux permettant de soulager l'implant d'une partie des efforts qui lui sont appliqués [12]. Cette technique présente ainsi de nombreux avantages : comme un temps opératoire plus court et une cicatrisation plus rapide avec un taux de complications moindre [13-17].

L'application de l'ostéosynthèse biologique aux fractures comminutives implique que la continuité osseuse ne soit pas rétablie. Le montage d'ostéosynthèse supporte donc seul l'ensemble des forces liées à l'appui du membre, d'autant plus le montage utilisé est fortement sollicité et ce de façon précoce, puisque la mise au repos complet de l'animal est irréalisable [13, 14].

Les implants utilisables pour l'ostéosynthèse biologique doivent donc présenter des propriétés mécaniques compatibles, à la fois avec la cicatrisation osseuse et à la fois avec une fixation durable. Les différents choix possibles sont les fixateurs externes, les clous verrouillés, les plaques (à compression dynamique ou DCP<sup>®</sup>, à Compression Dynamique à Contact Limité ou LC-DCP<sup>®</sup> et de Compression à Verrouillage ou LCP<sup>®</sup>) utilisées en soutien et les montages combinés clou-plaque [6].

En traumatologie, les plaques LCP<sup>®</sup> ont été conçues pour réduire les complications associées à la fixation par des plaques standard, comme la perte de réduction et les pseudarthroses [18]. Les avantages des plaques LCP<sup>®</sup> incluent leur stabilité angulaire et axiale, l'absence de modelage précis de la plaque, la réduction des lésions périostées (nul besoin de compression du périoste comme avec les plaques conventionnelles) et la diminution du lâchage des vis [18]. En outre, les trous combinés de ces plaques permettent d'utiliser indifféremment des vis à tête de verrouillage ou des vis corticales standard.

Ainsi, l'utilisation clinique des plaques LCP<sup>®</sup> est très répandue et semble prometteuse, mais peu d'informations sont disponibles quant à l'intérêt des vis verrouillées dans la cicatrisation osseuse par rapport aux vis standard.

L'hypothèse centrale de notre démarche de recherche a été de supposer que les montages par plaque LCP<sup>®</sup> verrouillée présentaient un comportement biomécanique différent et qu'ils favorisaient la cicatrisation osseuse, par rapport aux montages par plaque LCP<sup>®</sup> équipée de vis standard.

Pour étudier le domaine de validité de cette hypothèse, nous avons dans un 1<sup>er</sup> temps développé une méthodologie d'essais biomécaniques sur des tibias cadavériques appareillés par les 2 types de montages et présentant un modèle de perte de substance, se rapprochant des conditions d'absence de continuité osseuse présentes lors de fracture comminutive. Dans un 2<sup>nd</sup> temps, nous avons comparé la cicatrisation osseuse obtenue grâce aux 2 types de montages, en faisant appel à un modèle animal de perte de substance similaire.

**1<sup>ère</sup> partie :  
état des connaissances  
actuelles**



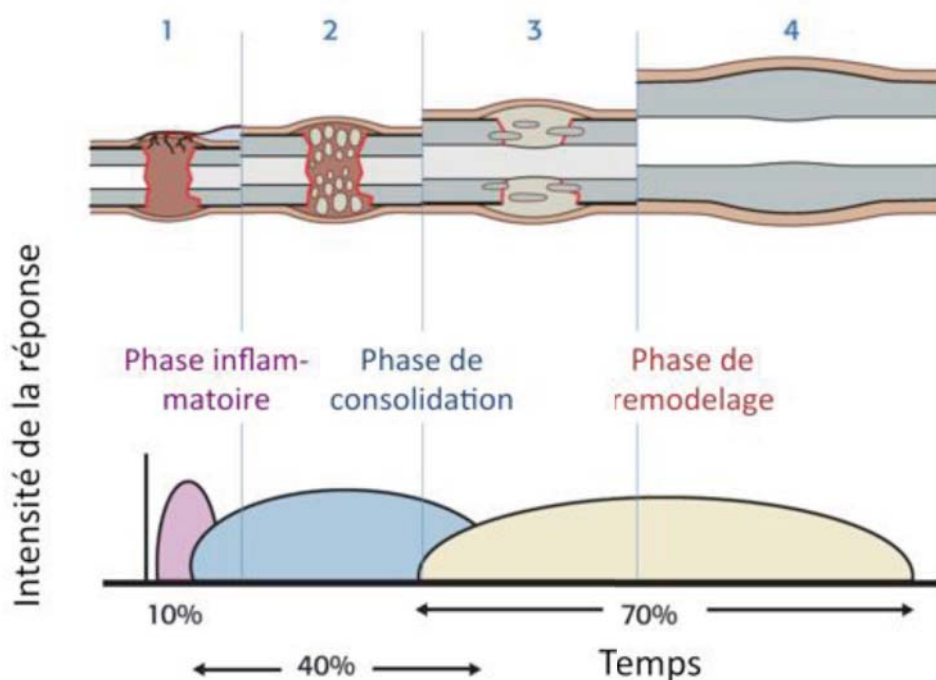


## I. Biologie de la cicatrisation osseuse secondaire

### A. *Description de la cicatrisation osseuse en conditions instables*

La cicatrisation par 2<sup>nde</sup> intention, secondaire ou indirecte se produit lors de relative instabilité du foyer fracturaire (présence de mouvements interfragmentaires) et lors de présence d'un espace fracturaire supérieur à 1 mm. Elle aboutit à une récupération de la résistance de l'os généralement plus rapide qu'avec la cicatrisation primaire [19-23].

Ce type de cicatrisation peut-être subdivisé en 4 étapes ou 3 phases qui se chevauchent dans le temps : phase inflammatoire, formation du cal mou puis formation du cal dur (phase de consolidation) et phase de remodelage [24] (cf. : Figure 1).

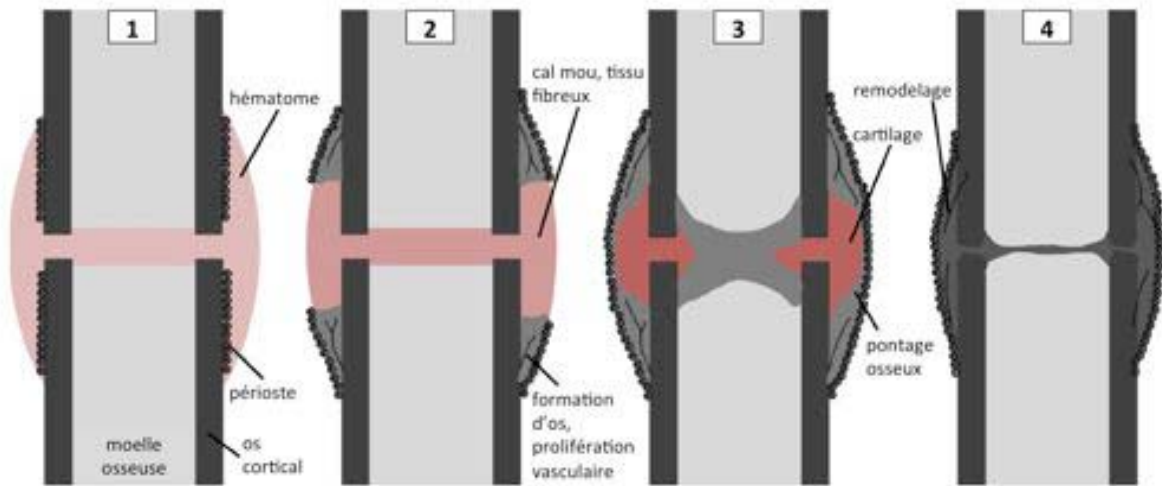


**Figure 1 : séquence des différentes phases de cicatrisation osseuse secondaire, d'après [20]**

Elle implique une séquence d'événements de différenciation tissulaire par laquelle la stabilisation des fragments osseux est obtenue, dans un 1<sup>er</sup> temps, au moyen d'un cal externe qui caractérise ce type de cicatrisation [25].

La séquence d'événements est la suivante :  
(cf. : Figure 1 et Figure 2)

- formation d'un hématome,
- phase inflammatoire,
- formation du cal mou,
- formation du cal puis dur,
- remodelage



**Figure 2 : séquence des événements de différenciation tissulaire lors de cicatrisation osseuse secondaire, d'après [26]**

## 0. Formation d'un hématome :

La cicatrisation débute après la formation d'un hématome fracturaire, consécutive au traumatisme initial. L'extravasation sanguine provient des lésions des vaisseaux de la cavité médullaire, du périoste, mais aussi des tissus mous et muscles adjacents, voire des vaisseaux voisins [21]. L'hématome s'organise en un caillot sanguin, réseau de fibrine, réticuline et collagène.

## 1. Phase inflammatoire (dès la 1<sup>ère</sup> heure et jusqu'à 3 semaines après traumatisme) :

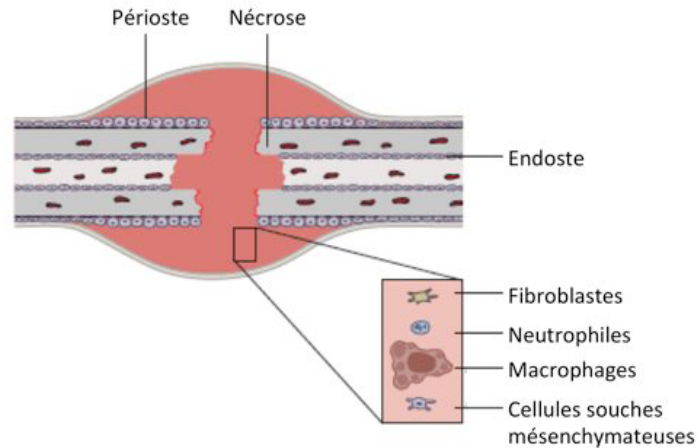
Suite au traumatisme, les bouts fracturaires subissent une ischémie et présentent une zone dévascularisée, qui nécrose.

Le réseau de fibrine de l'hématome constitue un support pour l'afflux de diverses cellules migrantes, attirées par les facteurs chimiotactiques libérés par les cellules de l'os nécrotique et de l'hématome et par l'exsudation plasmatique de médiateurs de l'inflammation, conduisant à une réponse inflammatoire typique. L'inflammation aiguë se développe en regard du foyer fracturaire, de la cavité médullaire et des tissus mous environnants. Elle est caractérisée par une vasodilatation, une hyperémie, une augmentation de la perméabilité vasculaire, une migration et prolifération de cellules inflammatoires (polynucléaires neutrophiles, macrophages) dans l'ensemble de l'os affecté, puis uniquement dans la zone fracturaire. Elle s'accompagne également d'une douleur et d'une tuméfaction de la zone fracturaire.

Les cellules inflammatoires et les plaquettes libèrent de nombreuses cytokines, activant la migration, la prolifération et la différenciation de cellules souches, conduisant à la réparation. L'inflammation persiste jusqu'à l'apparition de cartilage ou d'os.

Un envahissement vasculaire du foyer fracturaire par angiogenèse s'effectue depuis le périoste et les tissus mous environnants.

Parallèlement, l'os nécrotique des bouts fracturaires commence à subir une résorption par les ostéoclastes et les tissus dévitalisés une phagocytose par les macrophages et polynucléaires apportés par la néovascularisation (cf. : Figure 3).



**Figure 3 : phase inflammatoire de la cicatrisation osseuse secondaire, d'après [22]**

### **Phase de consolidation :**

#### **2. Formation du cal mou :**

##### Consolidation conjonctive (de la 1<sup>ère</sup> à la 48<sup>e</sup> heure après le traumatisme) :

L'hématome est colonisé par une migration et prolifération de cellules mésenchymateuses indifférenciées, provenant de la couche ostéogène (ou cambium) du périoste et de l'endoste, de la moelle osseuse et du sang. Ces cellules se différencient en fibroblastes, qui forment un tissu de granulation remplaçant progressivement l'hématome [27].

En parallèle, une néovascularisation se met en place à partir des artères médullaires et des tissus environnants.

Les cellules du tissu de granulation synthétisent du collagène, aboutissant à sa maturation en tissu conjonctif englobant les abouts fracturaires [28]. Cela constitue la 1<sup>ère</sup> phase de stabilisation du foyer fracturaire.

Par la suite, le tissu conjonctif évolue en fonction des conditions de stabilité locale.

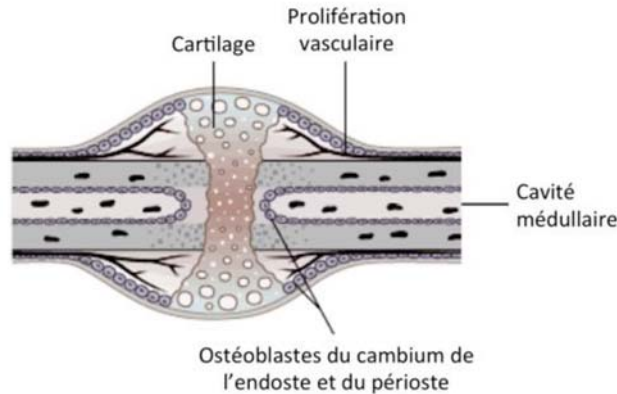
##### Consolidation cartilagineuse (entre 48h et 3 semaines après le traumatisme) :

Lors d'instabilité relative du foyer fracturaire, on observe une différenciation des cellules mésenchymateuses en chondroblastes (moins exigeants que les ostéoblastes sur le plan biologique). Ces cellules synthétisent une matrice cartilagineuse (divers types de collagène), dont l'apparition s'effectue généralement depuis les extrémités osseuses avant de s'étendre radialement vers le centre du foyer fracturaire.

Le cal conjonctif se transforme ainsi en cal fibro-cartilagineux (ou cal mou), améliorant la stabilité du foyer fracturaire. Une interruption temporaire de la circulation sanguine médullaire à travers la fracture survient par la présence de la couche fibrocartilagineuse dans le canal médullaire. La quantité de cartilage formé dépend de l'importance des sollicitations mécaniques du cal conjonctif [29].

Une prolifération vasculaire s'effectue au sein du cal (cf. : Figure 4).

Vers la fin de la consolidation cartilagineuse, les conditions locales de stabilité sont suffisantes pour éviter un raccourcissement de l'espace fracturaire, bien qu'une angulation de la fracture puisse encore survenir.



**Figure 4 : formation du cal mou et début d'ossification intramembraneuse lors de cicatrisation osseuse secondaire, d'après [22]**

### 3. Formation du cal dur :

Consolidation osseuse (de 3 semaines à 3-4 mois après le traumatisme) :

Dès les 1<sup>ers</sup> jours après la fracture, et en parallèle de la consolidation cartilagineuse, les cellules souches du cambium du périoste et de l'endoste se différencient en ostéoblastes. Ceux-ci synthétisent alors la matrice osseuse selon une ossification intramembraneuse de l'endoste et du périoste, débutant à distance de l'écart interfragmentaire et se poursuivant en direction de celui-ci [28] (cf. : Figure 5). Ce processus est très précoce et rapide dans le cas du périoste et plus tardif et lent dans le cas de l'endoste. Un manchon d'os immature (également appelé os réticulaire) finit ainsi par recouvrir le périoste et remplir le canal médullaire, constituant le support du cal externe (ou périosté) et du cal interne (ou médullaire), dont l'association forme le cal de pontage (cf. : Figure 4).

Le cal externe est vascularisé par des vaisseaux extra-osseux et le cal interne par des vaisseaux dérivés des artérioles médullaires.

Plus tardivement, quand les bouts fracturaires se trouvent liés ensemble par le cal mou et la cal de pontage, le gain de stabilité autorise la poursuite de la formation du cal dur par ossification endochondrale, qui continue jusqu'à l'union complète des bouts par de l'os néoformé.

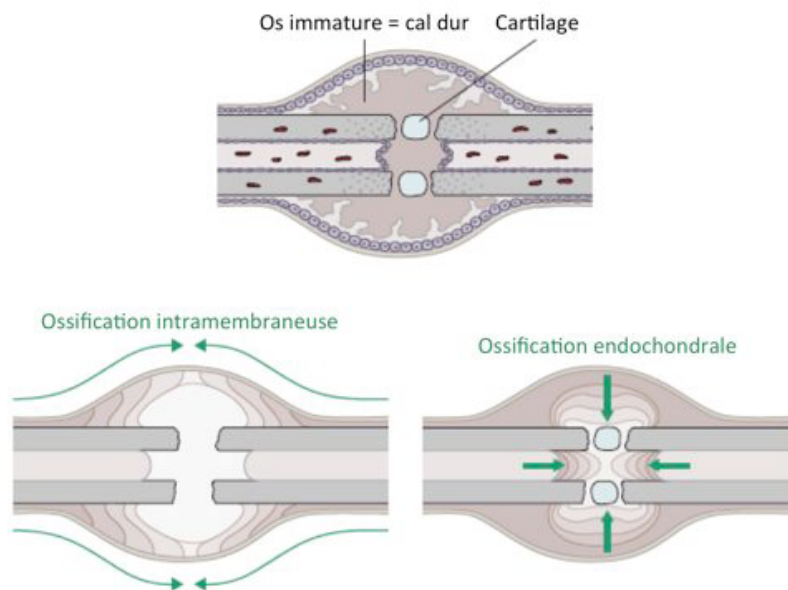
Pendant que l'ossification intramembraneuse se poursuit, les tissus au sein du foyer fracturaire (cal périosté et cal cortical) subissent donc une ossification endochondrale. Les chondrocytes constituant le tissu cartilagineux (cal mou) s'hypertrophient, se calcifient et meurent. Les ostéoblastes synthétisent l'os immature en le déposant sur la matrice collagénique laissée par les chondrocytes, convertissant de cette façon le cal mou en un cal dur, tissu calcifié et rigide. L'ossification endochondrale débute en périphérie du site fracturaire, où les déformations sont les plus faibles. La néoformation osseuse diminue les déformations dans la zone centrale du foyer, qui se transforme alors à son tour en os immature. La formation du cal dur s'effectue donc depuis la périphérie vers le centre de la fracture, jusqu'à réunification des bords proximal et distal du cal, c'est-à-dire jusqu'au pontage des fragments par ce cal osseux (cf. : Figure 5).

Au final, la formation d'os immature (constituant le cal dur) lors de cicatrisation secondaire est ainsi obtenue par l'association d'une ossification endochondrale et d'une ossification intramembraneuse (cf. : Figure 5).

La phase de consolidation permet donc une stabilisation du foyer fracturaire par augmentation de sa raideur, résultant à la fois d'une augmentation du diamètre de l'os (amélioration des propriétés structurelles par le cal externe) mais aussi des différenciations tissulaires successives (amélioration des propriétés matérielles par minéralisation progressive du cal) [30].

Au fur et à mesure de ce processus, les mouvements interfragmentaires diminuent, jusqu'au pontage des fragments osseux, qui réduit les mouvements interfragmentaires à un niveau si faible que la formation d'os lamellaire peut se produire dans le foyer fracturaire.

Bien que la structure de l'os diffère encore de sa structure originelle, à l'issue de la phase de consolidation, l'os a retrouvé une résistance et une raideur suffisantes pour autoriser une reprise d'activité.



**Figure 5 : formation du cal dur et différents mécanismes d'ossification lors de cicatrisation osseuse secondaire, d'après [22]**

#### 4. Phase de remodelage (à partir de la 3<sup>ème</sup> semaine) :

La phase de remodelage débute après le pontage du foyer fracturaire par l'os immature. L'os immature est progressivement et lentement remplacé par de l'os lamellaire (également appelé os compact ou os cortical), mécaniquement compétent. Cette longue transformation (70% du temps total de cicatrisation) s'effectue par un double processus de résorption-reconstruction (catabolisme-anabolisme), effectué par les ostéoclastes et ostéoblastes et similaire au renouvellement physiologique du tissu osseux. Il fait appel à une érosion de surface et un remodelage ostéonal. Un dépôt d'os est observé dans les zones de contraintes élevées et une résorption dans les zones de contraintes plus faibles. Ce phénomène a été défini, empiriquement, par la loi de Wolff, au 19<sup>e</sup> siècle [31-34].

Le cal externe devient fusiforme et disparaît progressivement. Le remodelage du cal interne rétablit la continuité du canal médullaire. Le remodelage aboutit donc, au bout d'une période s'étendant de plusieurs mois à 6 voire 9 ans après le traumatisme initial, à la restauration de la forme et du diamètre de l'os et du canal médullaire (cf. : Figure 6). Son intensité et sa durée sont fortement liées aux contraintes appliquées au niveau du foyer fracturaire.

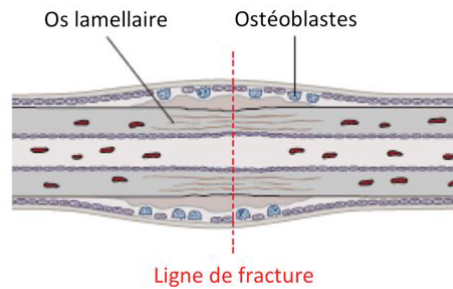


Figure 6 : phase de remodelage de cicatrisation osseuse secondaire, d'après [22]

## ***B. Facteurs influençant la cicatrisation osseuse secondaire diaphysaire***

### ***1. Facteurs généraux***

Il existe différents facteurs généraux susceptibles d'influencer la cicatrisation osseuse [21, 35-37] :

- Age du sujet,
- Facteurs nutritionnels (carences, obésité, masses musculaires...),
- Facteurs hormonaux (diabète, anémie...),
- Facteurs toxicologiques (alcoolisme, tabagisme chez l'homme...) et pharmacologiques (traitements médicamenteux tels que corticoïdes, anti-inflammatoires...),
- Affection osseuse acquise ou héréditaire (ostéoporose...),

Ils ne seront pas détaillés, dépassant largement le cadre de notre étude.

### ***2. Facteurs locaux***

#### ***a) Facteurs mécaniques***

Le cal est composé de 3 zones distinctes : cal périosté, cal cortical et cal médullaire (cf. : Figure 7).

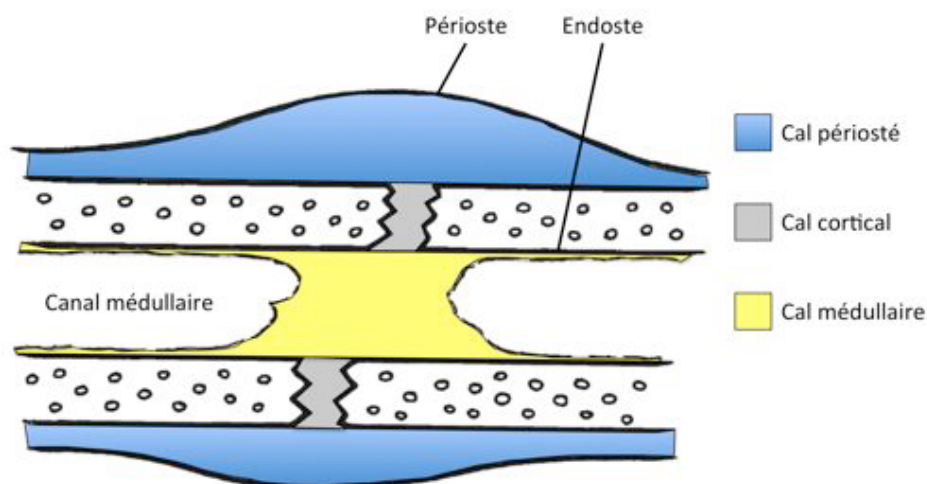


Figure 7 : structure du cal, d'après [6]

Les caractéristiques de ces 3 zones du cal ont été étudiées chez l'homme par McKibbin, en 1978 (cf. : Tableau 1) [24]. Le cal périosté présente un volume important et une croissance rapide. Il constitue une forme précoce et efficace de stabilisation du foyer fracturaire. Sa formation est particulièrement dépendante des conditions mécaniques locales et est sensible à la présence d'une vascularisation extra-osseuse.

Le cal endosté est celui qui se forme le plus tardivement et indépendamment des facteurs mécaniques.

Le cal cortical est le plus sensible à l'intensité des déformations locales, qui doivent être minimales.

	Mécanisme d'ossification	Vitesse	Capacité à ponter l'espace fracturaire	Tolérance aux mouvements interfragmentaires	Tolérance à la fixation rigide	Contribution des tissus mous
<b>Cal périosté</b>	Intramembraneuse & endochondrale	+++	+++	+++	-	++++
<b>Cal cortical</b>	Endochondrale	+	-	-	++++	-
<b>Cal médullaire</b>	Intramembraneuse	++	++++ (lente)	++	+++	-

**Tableau 1 : caractéristiques des 3 zones du cal, adapté d'après [24]**

Comme McKibbin l'avait remarqué, la participation de ces 3 zones du cal dans le processus de cicatrisation d'une fracture est sous la dépendance de nombreux facteurs locaux, dont les facteurs mécaniques.

En réalité, il y a longtemps que l'immobilisation inappropriée d'une fracture a été identifiée comme l'une des premières causes de retard de cicatrisation [38].

En présence d'une vascularisation adéquate, les stimuli mécaniques sont capables d'induire, de retarder ou d'empêcher la cicatrisation fracturaire et conditionnent également le mode de cicatrisation [29, 39-51]. Ils influencent particulièrement la phase de consolidation [26], à l'exception de la formation du cal médullaire.

Les principaux facteurs mécaniques de la cicatrisation osseuse, identifiés à ce jour, peuvent être divisés de la façon suivante [42, 52] :

- paramètres mécaniques : pression hydrostatique, mouvements et déformations interfragmentaires (amplitude, direction, répétition), déterminés par la charge externe appliquée sur la fracture et par la stabilité de la fixation
- paramètres géométriques : type de fracture, présence et taille d'un écart interfragmentaire, qui possèdent une influence sur les paramètres mécaniques

Ces facteurs déterminent le champ local de déformations du cal, dont la distribution serait à l'origine de signaux mécanobiologiques de régulation de la cicatrisation, influençant la prolifération et la différenciation des cellules pluripotentes en différents tissus impliqués dans la cicatrisation [26, 43, 53]. Il semblerait que la cicatrisation osseuse soit particulièrement sensible aux conditions mécaniques initiales [54-57].



Ces observations ont été effectuées au cours des 3 dernières décennies, suite à l'établissement de la "théorie des déformations interfragmentaires" par Perren, reposant sur l'hypothèse que la cicatrisation ne peut survenir que lorsque les déformations interfragmentaires sont inférieures aux déformations conduisant à la destruction du tissu osseux [58, 59]. Cette théorie a prolongé les travaux de Pauwels, 1<sup>er</sup> auteur à avoir proposé le lien entre forces mécaniques, déformations des tissus et différenciation de ceux-ci, dans les années 1940 [60]. Depuis, la "théorie des déformations interfragmentaires" à la fois partiellement remise en cause et approfondie par de nombreuses expérimentations [42]. Elle a contribué à la naissance d'une science nouvelle, la mécanobiologie, étudiant les rapports entre paramètres mécaniques et fonctions cellulaires, visant à déterminer les facteurs mécaniques conduisant à une stimulation de la cicatrisation osseuse.

L'effet des différents facteurs mécaniques est synthétisé ci dessous.

- **Amplitude et précocité des mouvements et déformations interfragmentaires :**

La déformation interfragmentaire perpendiculaire au trait de fracture se calcule en divisant le mouvement interfragmentaire par la longueur initiale de l'écart interfragmentaire (1).

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad (1)$$

Avec :  $\varepsilon$  : déformation interfragmentaire

$\Delta L$  : mouvement interfragmentaire (m)

$L$  : longueur initiale de l'écart interfragmentaire (m)

Chaque tissu cicatriciel, parmi ceux qui se succèdent chronologiquement lors de cicatrisation, possède sa propre tolérance à la déformation. Au fur et à mesure de la cicatrisation, l'augmentation de raideur du cal entraîne la diminution de l'intensité des déformations interfragmentaires, ce qui offre les conditions mécaniques de formation de ces tissus, de plus en plus sensibles aux déformations (cf. : Tableau 2) [41, 61].

Si l'amplitude des mouvements interfragmentaires est trop élevée, la déformation du foyer fracturaire dépasse la déformation à la rupture du tissu cicatriciel, dont la continuité présente alors une rupture répétée. Il en résulte un retard ou une absence de cicatrisation [7]. Ainsi, par exemple, la valeur maximale de déformation tolérée par l'os lamellaire est de 2%. Cette valeur constitue la limite au delà de laquelle la cicatrisation primaire ne peut s'effectuer.

Au début de la phase de consolidation, alors que les déformations interfragmentaires sont encore élevées, la formation de tissu de granulation s'explique par sa capacité à supporter une déformation de 100%. Les autres tissus cicatriciels ne pourraient se former sous de telles conditions mécaniques.



	<b>Déformation à la rupture</b>	<b>Remarque</b>
<b>Tissu de granulation</b>	100%	
<b>Tissu conjonctif</b>	5-17%	
<b>Fibrocartilage</b>	10-12,8%	
<b>Os réticulaire (immature)</b>	10%	10-30% : résorption
<b>Os spongieux</b>	2%	
<b>Os lamellaire (compact ou cortical)</b>	2%	

**Tableau 2 : tolérance à la déformation des différents tissus impliqués dans la cicatrisation osseuse, d'après [58, 59, 62]**

Les connaissances les plus récentes sur la cicatrisation diaphysaire indiquent que la formation osseuse par ossification intramembraneuse s'effectue pour des déformations interfragmentaires inférieures à 5% et par ossification endochondrale pour des valeurs inférieures à 15% [40, 41]. Pour des valeurs supérieures à 15%, du tissu conjonctif et du fibrocartilage sont à prévoir [40, 41].

Ainsi, la "théorie des déformations interfragmentaires" a-t-elle été partiellement remise en question [42], puisqu'elle prévoit une cicatrisation uniquement lorsque les déformations interfragmentaires sont inférieures à la déformation à rupture de l'os lamellaire (2%).

Or, les nombreuses études sur l'effet des déformations interfragmentaires montrent qu'une gamme de valeurs de déformations interfragmentaires initiales de 10 à 45% conduit à une cicatrisation plus rapide que pour des valeurs inférieures. Ainsi, des mouvements interfragmentaires de 0,2 à 1,35 mm dans des écarts interfragmentaires de 0,5 à 3 mm, correspondant à des déformations de 13 à 45% stimulent la formation de cal. Au contraire, des déformations de 7 à 9% conduisent à une cicatrisation plus lente [24, 29, 39-41, 45-51, 63], tout comme des valeurs de déformation de 67% [51].

Les stades précoces de la cicatrisation osseuse semblent particulièrement sensibles aux conditions mécaniques initiales et les déformations interfragmentaires initiales détermineraient l'évolution future de la cicatrisation [54-57].

L'étude récente de Comiskey a analysé les résultats de 7 études précédentes portant sur l'évaluation de la cicatrisation osseuse sous l'influence de mouvements interfragmentaires axiaux connus et contrôlés, sur des modèles de pertes de substance tibiales ovines [64]. Ces 7 études présentaient des similitudes entre elles, répondant aux critères d'inclusion très strictes nécessaires à une comparaison fiable [29, 39, 41, 45, 48, 49]. Les résultats ont été convertis en augmentation relative de raideur axiale, au cours des 8 semaines postopératoires et un modèle mathématique présentant une bonne corrélation avec les données expérimentales a été élaboré. L'interprétation des courbes d'augmentation relative de la raideur axiale en fonction du temps, élaborées grâce au modèle mathématique, montre que, pour les déformations interfragmentaires initiales les plus faibles (7%), l'augmentation de raideur suit une progression linéaire. Pour les déformations interfragmentaires initiales supérieures à 7%, l'augmentation de raideur suit une progression exponentielle et d'autant plus rapide que la déformation initiale est élevée, avec une vitesse d'évolution maximale pour une déformation

initiale de 45%. Finalement, cette étude montre l'importance des déformations interfragmentaires initiales et elle est la 1<sup>ère</sup> à démontrer la corrélation positive entre vitesse de cicatrisation et déformations interfragmentaires initiales.

Au contraire, la présence de déformations interfragmentaires d'intensité élevée, après 6 semaines de cicatrisation, inhibe le pontage par le cal et son augmentation de raideur [54-57].

- **Direction des mouvements et déformations interfragmentaires :**

La direction des mouvements interfragmentaires influence également la cicatrisation. Une charge axiale en compression de 360 N, correspondant à une déformation interfragmentaire de 33%, appliquée de façon cyclique à 0,5 Hz, pendant 17 mn par jour, permet la formation d'un cal plus raide qu'une fixation rigide d'une perte de substance tibiale ovine de 3 mm [39].

Claes a montré qu'une déformation axiale de 31% a été plus favorable à la cicatrisation qu'une déformation de 7% pour des écarts interfragmentaires de 1 ou 2 mm sur tibias ovins, mais moins favorable, pour un écart interfragmentaire de 6 mm [40].

Wolf a montré qu'une stimulation quotidienne par compression axiale, de 1200 cycles à 1 Hz de tibias ovins présentant une perte de substance de 3 mm, a permis une augmentation significative de la quantité de cal obtenue, par rapport à une déformation interfragmentaire nulle, et proportionnellement à l'intensité des déformations. Les os présentant la raideur en flexion et la densité osseuse du cal les plus élevées après 6 semaines de cicatrisation ont été obtenus par l'application d'un mouvement de 0,4 mm sur la perte de substance de 3 mm, soit une déformations de 10% [46].

D'autres études sur des rats ont montré l'effet bénéfique d'une charge axiale liée à l'appui et/ou induite par fixation externe [23, 44], de même que chez l'homme [51, 65, 66] ou chez le chien [67, 68].

En revanche, un appui précoce à pleine charge sur des tibias ovins ayant subi une ostéotomie semble conduire à un cal plus abondant mais moins raide qu'un appui retardé [69].

Néanmoins, en situation clinique et expérimentale, les mouvements interfragmentaires ne sont pas uniquement axiaux, mais également en cisaillement et en torsion [70-76]. Les mouvements interfragmentaires angulaires seraient d'amplitude supérieure aux mouvements axiaux [77] et l'instabilité en torsion, qui semble délétère pour la cicatrisation, peut être utilisée comme modèle expérimental de pseudarthrose [78].

Une instabilité axiale contrôlée en distraction aurait un effet bénéfique sur la cicatrisation [79].

Mais les charges axiales en compression paraissent plus favorables que les charges axiales en traction ou en cisaillement [26, 30, 80, 81], bien que l'effet du cisaillement soit controversé [56] [82]. Ces observations seront peut-être remises en cause dans les années à venir, car les déformations interfragmentaires axiales ont été jusqu'à présent nettement plus étudiées que celles en cisaillement ou torsion.

- **Raideur de la fixation :**

Historiquement, une fixation très rigide était employée en traumatologie et une ostéopénie sous la plaque était alors fréquemment observée. L'origine de cette ostéopénie a été, à l'époque, attribuée à l'effet de protection de l'os par la plaque vis-à-vis des contraintes liées aux charges exercées sur le membre (phénomène de "protection des contraintes" ou "déviation des contraintes") [83]. Aussi, un certain nombre d'études ont tenté d'objectiver cette hypothèse, en mesurant l'ostéopénie du cis-cortex observée lors d'utilisation de plaques de différentes raideurs [84-88]. Bien que l'origine purement mécanique de l'ostéopénie ait

été, depuis, nuancée par la prise en compte du rôle de la vascularisation périostée, ces études ont néanmoins permis de mettre en évidence l'intérêt d'une fixation moins rigide dans l'apparition plus rapide et plus abondante du cal osseux.

En effet, la stabilité de la fixation au niveau du foyer fracturaire, la géométrie et la raideur de l'implant influencent directement l'amplitude et la direction des mouvements interfragmentaires [82, 89-91].

Cette donnée, en conjonction avec la connaissance des valeurs de déformations compatibles avec une cicatrisation optimale [64], explique pourquoi une fixation trop raide, qui minimise les mouvements interfragmentaires, limite la stimulation de la formation de cal, alors qu'une fixation flexible favorise la formation de cal (augmentation du diamètre de l'os corrélée à l'intensité des mouvements interfragmentaires) et qu'une fixation instable conduit à une pseudarthrose [24, 29, 39, 41, 45, 48, 49, 51, 63, 64, 68, 82, 87, 92].

D'autre part, la raideur de la plaque réduit considérablement les mouvements interfragmentaires au niveau de la corticale située sous la plaque, à des valeurs de l'ordre de 0,07 à 0,2 mm. Cela induit, pour des écarts interfragmentaires de 3 mm ou moins, des déformations très faibles [93] et explique la déficience de formation osseuse au niveau du cis-cortex et l'asymétrie de la cicatrisation qui a été observée dans plusieurs études [94, 95].

- **Longueur initiale de l'écart interfragmentaire :**

Néanmoins, l'effet bénéfique d'une fixation flexible serait valable uniquement pour des écarts interfragmentaires limités car l'influence des mouvements interfragmentaires dépendrait de la taille de l'écart interfragmentaire.

Pour un écart faible (2,1 mm), des déformations élevées (31%) conduisent à une surface de cal périosté élevée, alors que pour un écart élevé (6 mm ou plus), des déformations équivalentes inhibent la stimulation de la formation de cal et retardent la cicatrisation [29, 39, 40, 45-47, 96]. Il semblerait ainsi que la tolérance aux déformations des fractures avec un écart élevé soit inférieure à celle des fractures avec un écart moindre. Cela pourrait être causé par des capacités plus limitées de comblement du foyer fracturaire par de l'os néoformé [24]. Les fractures avec un écart interfragmentaire élevé nécessitent donc une fixation plus rigide, qui diminuera les déformations interfragmentaires, sinon un retard de cicatrisation risque de survenir [29, 39, 40, 45-47].

Ces observations ont contribué à la remise en cause partielle de la "théorie des déformations interfragmentaires"[42], selon laquelle, pour des mouvements interfragmentaires ( $\Delta L$ ) donnés, l'augmentation de l'écart interfragmentaire initial  $L$  devrait diminuer la déformation  $\varepsilon$  et ainsi augmenter la probabilité de cicatrisation.

- **Type de fracture :**

En revanche, la présence de mouvements interfragmentaires élevés est mieux tolérée lors de fractures comminutives que lors de fractures simples, car les mouvements interfragmentaires globaux sont partagés par plusieurs écarts interfragmentaires entre chacun des différents fragments, ce qui réduit les déformations interfragmentaires dans chacun des écarts interfragmentaires [7, 97].

Les fractures comminutives ou déplacées présentent néanmoins un risque élevé de retard de consolidation ou de pseudarthrose, à cause d'une dévascularisation et d'une nécrose des fragments, qui constituent une barrière physique au développement du cal endosté et de difficultés de stabilisation de ce type de fracture [98, 99].

L'angulation et le déplacement des fragments lors de fractures comminutives ou en "aile de papillon" peuvent également conduire à un retard de cicatrisation [100].

Enfin, lors de fixation rigide, les fractures transverses présentent une cicatrisation *per primam* plus rapide que les fractures obliques, ce qui pourrait être lié à la présence de mouvement de cisaillement dans le 2<sup>ème</sup> cas [101, 102].

- **Autres facteurs mécaniques :**

D'autres facteurs mécaniques, dépassant le cadre de notre étude, peuvent également influencer la cicatrisation osseuse, comme la pression hydrostatique, le caractère statique ou dynamique des sollicitations, le nombre de cycles appliqués, la vitesse des déformations, etc [26, 30, 41-43, 82].

On comprend alors toute l'importance des propriétés mécaniques des implants utilisés pour l'ostéosynthèse, dont la raideur influence les mouvements interfragmentaires existant lors de l'application d'une charge externe [82, 89-91]. Mais les facteurs mécaniques ne sont pas les seuls facteurs de variation de la consolidation osseuse.

## **b) Irrigation sanguine et approvisionnement en oxygène**

L'importance de la vascularisation osseuse dans la survenue d'une pseudarthrose a été identifiée il y a plus de 50 ans [103].

L'irrigation sanguine est nécessaire à la nutrition de la zone en cours de consolidation et l'angiogenèse apparaît actuellement comme un facteur-clé de la cicatrisation.

La fracture interrompt la circulation sanguine par lésion de la vascularisation endostée et périostée proche de la fracture, conduisant à une hypoxie et une nécrose aiguë de l'os et de la moelle osseuse adjacents. La néovascularisation et la stimulation de la circulation adjacente sont des composants essentiels et précoces d'une cicatrisation réussie [104]. La vascularisation endostée et médullaire est rétablie avant la vascularisation périostée et l'irrigation sanguine présente une corrélation positive avec la néoformation osseuse [50].

L'insuffisance d'irrigation sanguine, comme lors de lésion vasculaire majeure par fracture comminutive à haute énergie, peut conduire à un retard de consolidation ou à une pseudarthrose atrophique [105-107]. Ainsi, chez l'homme, une lésion d'au moins une veine majeure du membre inférieur multiplie le risque de pseudarthrose par 3 [107]. La localisation de la fracture joue un rôle important en terme d'irrigation sanguine, puisque des lésions distales aux forams nourriciers sont associées à un risque plus élevé de détérioration de l'irrigation et de pseudarthrose atrophique [36].

Comme l'avait remarqué McKibbin, sans pouvoir l'expliquer [24], la couverture du foyer fracturaire par les tissus mous est cruciale pour la restauration de l'irrigation sanguine, l'arrivée de cellules ostéogéniques et l'approvisionnement des cellules en oxygène et nutriments [108]. L'irrigation provenant des tissus mous environnants est particulièrement importante dans la formation du tissu de granulation et du cal externe. La vascularisation périostée semble jouer un rôle décisif. Ainsi, une étude utilisant un modèle de fracture contondante, chez le lapin, a montré un retard de cicatrisation, qui a été attribué à des lésions périostées [109].

La vascularisation de la fracture peut être dramatiquement compromise par l'intervention chirurgicale nécessaire à l'ostéosynthèse. L'utilisation d'implants intramédullaires impacte la vascularisation endostée [110] et la qualité de l'abord chirurgical peut fortement perturber la vascularisation périostée [36]. L'abord chirurgical est un facteur

pouvant conduire à une pseudarthrose et à une infection, notamment par l'évacuation de l'hématome fracturaire, contenant des éléments moléculaires et cellulaires indispensables à la cicatrisation [37]. En outre, les lésions vasculaires iatrogènes des muscles, du périoste et de l'os conduisent à la formation d'un tissu fibreux, biologiquement inactif, qui empêche l'arrivée de vaisseaux néoformés et d'ostéoblastes dans le foyer fracturaire [111].

Néanmoins, même une vascularisation adéquate du foyer fracturaire peut conduire à une pseudarthrose hypertrophique, en l'absence de stabilité mécanique suffisante [105]. Il est maintenant admis que l'instabilité du foyer fracturaire empêche la vascularisation de la zone de minéralisation du cal et conduit à la formation de fibrocartilage dans l'espace fracturaire [105]. En revanche, lors de fixation stable, un appui augmenté sur le membre fracturé conduit à une irrigation sanguine significativement augmentée [67]. Le dépôt de fibrocartilage résulte partiellement d'une irrigation sanguine insuffisante (environnement pauvre en oxygène), alors que la formation d'os indique une vascularisation adéquate (environnement riche en oxygène), lors de conditions stables [40, 53, 108].

### c) **Autres facteurs locaux**

- **Infection :**

Bien que de nombreuses bactéries puissent être impliquées dans la survenue d'une ostéomyélite, environ la moitié des bactéries identifiées lors d'ostéomyélite appartiennent au genre des staphylocoques [112]. Des champignons sont plus rarement identifiés.

Une infection dans la région de la fracture peut retarder ou empêcher la cicatrisation, en redirigeant les processus cellulaires de cicatrisation vers le combat de l'infection. La réaction inflammatoire intense associée à l'infection aiguë augmente les lésions tissulaires et compromet l'environnement local autour de l'infection [36]. En outre, l'infection interfère avec la cicatrisation par la formation de séquestres (segments nécrotiques d'os cortical), l'ostéolyse effectuée par le tissu de granulation infecté, l'interposition de tissus nécrotiques entre les fragments osseux et le lâchage d'implant par ostéolyse autour des vis [37].

Hormis cette interaction délétère entre l'hôte et l'agent infectieux, les interactions entre l'hôte et l'implant et entre l'agent infectieux et l'implant posent également problème. L'implant constitue un corps étranger qui peut interférer avec les défenses de l'hôte et faciliter la progression bactérienne. Il peut conduire à une persistance de l'infection et son passage à la chronicité. Ainsi, certains staphylocoques, comme *S. aureus*, peuvent se dissimuler en position intracellulaire, réduire leur métabolisme mais aussi s'entourer d'un biofilm (fixation à la matrice extra-cellulaire synthétisée par l'hôte), se plaçant alors à l'abri des défenses immunitaires de l'hôte et des antibiotiques [113].

L'infection peut donc être particulièrement difficile à juguler, en raison de la présence de matériel d'ostéosynthèse et de séquestres osseux, colonisés par les germes incriminés.

Enfin, d'autres facteurs locaux interviennent dans la cicatrisation [21, 35-37] :

- **Nature de l'os fracturé** (ex. : tibia, fémur), **localisation de la fracture** (diaphyse, métaphyse, épiphyse) et **type d'os atteint** (os spongieux, os cortical),
- **Mécanisme du traumatisme** (basse énergie ou haute énergie),
- **Lésions nerveuses**,
- **Environnement biochimique** : pH, cytokines, facteurs de croissance, etc,
- **Ultrasons et champs électromagnétiques**, utilisés pour accélérer la cicatrisation,
- **Irradiation** (radiothérapie), associée à un risque élevé de pseudarthrose.

## II. Techniques d'ostéosynthèses et implants actuellement utilisés

### A. *Description de l'ostéosynthèse biologique*

Vers la fin des années 1980, les principes initiaux d'ostéosynthèse anatomique élaborés par l'AO/ASIF (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen/Association for the Study of Internal Fixation), fondé en 1958, ont évolué vers une approche privilégiant en 1<sup>er</sup> lieu la préservation vasculaire des tissus mous et de l'os, impliquant une réduction la plus atraumatique possible.

Les principes actuels sont les suivants :

- 1) réduction et fixation obligatoirement atraumatiques (pour les os longs : réduction pas nécessairement anatomique, mais nécessité de réalignement axial et angulaire et de restauration de longueur ; pour les fractures articulaires : réduction obligatoirement anatomique pour restauration de la congruence articulaire),
- 2) stabilité de l'implant appropriée (stabilité relative des fractures diaphysaires et stabilité absolue des surfaces articulaires),
- 3) manipulation atraumatique des tissus mous par voie d'abord appropriée,
- 4) mobilisation précoce, non douloureuse et active du membre.

L'ostéosynthèse qualifiée de "biologique" (terme utilisé pour la 1<sup>ère</sup> fois par Perren et Ganz en 1985 [114, 115]) a pris le pas sur une prise en charge plus mécanique et anatomique des fractures [8, 10]. De là découle l'essor des techniques de fixation par une réduction indirecte et par un abord ménagé du foyer fracturaire, visant à accéder au foyer fracturaire sans le toucher (Open But Do Not Touch ou OBDNT) ou par un abord mini-invasif de l'os sans découvrir le foyer fracturaire (Minimally Invasive Plate Osteosynthesis ou MIPO). De même, les techniques d'ostéosynthèse d'alignement (fixation des seuls fragments osseux principaux et pontage de la fracture) ont connu un fort développement. L'ostéosynthèse biologique fait donc largement appel à l'ostéosynthèse d'alignement, ainsi qu'à la préservation de l'environnement périfracturaire et de la vascularisation tissulaire et périostée.

Les recommandations actuelles de traitement des fractures intègrent à la fois les notions d'ostéosynthèse anatomique et biologique.

Pour les fractures articulaires, une réduction anatomique et une fixation rigide est toujours requise, conformément aux principes initiaux décrits par l'AO. De même, lors de fractures simples, l'ostéosynthèse anatomique, avec compression interfragmentaire, peut être utilisée pour stabiliser la fracture. Cela permet de reconstruire la colonne osseuse et d'obtenir ainsi un partage immédiat des charges liées à l'appui entre l'os et l'implant. La cicatrisation s'effectue selon un mode primaire.

En revanche, lors de fractures diaphysaires comminutives ou de perte de substance, l'ostéosynthèse biologique, avec pontage de la fracture et une fixation qualifiée de flexible, voire d'élastique, conduisant à une instabilité relative, est acceptée et même encouragée [7, 9]. Une cicatrisation osseuse secondaire avec formation rapide d'un cal périosté est alors visée. A cause de l'absence de contact osseux, l'implant supporte seul l'intégralité des charges.

C'est pourquoi l'évolution des techniques d'ostéosynthèse s'est accompagnée d'une évolution des implants. De nouveaux implants, se différenciant des implants prévus pour les concepts initiaux de l'ostéosynthèse, ont été mis au point. Ils doivent répondre aux nouveaux besoins de l'ostéosynthèse biologique (raideur adaptée, absence de compression périostée...), à de nouveaux modes d'utilisation (MIPO) et ainsi à de nouvelles contraintes biomécaniques.

## ***B. Comparaison expérimentale et clinique de l'ostéosynthèse anatomique avec l'ostéosynthèse biologique***

Des études portant sur le traitement de fractures comminutives expérimentales chez le mouton ont montré une augmentation de la densité osseuse et de l'ostéogénèse à 12 semaines post-opératoires avec l'ostéosynthèse d'alignement par rapport à l'ostéosynthèse anatomique [9, 116].

Des résultats similaires ont été obtenus chez l'homme et le chien, la fixation biologique de fractures comminutives étant associée à une production significativement accrue de cal ainsi qu'à une vitesse significativement supérieure de cicatrisation radiographique, gain de résistance et récupération fonctionnelle [8, 14, 17].

En outre, l'ostéosynthèse biologique permet une diminution significative du temps chirurgical et n'est pas associée à une incidence de complications significativement différente par rapport à l'ostéosynthèse anatomique [8, 14, 17].

## ***C. Différents implants utilisables pour l'ostéosynthèse biologique***

Dans le cadre de l'ostéosynthèse biologique, le but des implants est d'obtenir une fixation relativement flexible, voire élastique pour déclencher une cicatrisation spontanée avec induction de la formation d'un cal osseux, tout en adhérant au principe de la MIPO.

Les différents implants utilisables pour l'ostéosynthèse biologique sont le clou verrouillé, l'association clou-plaque, le fixateur externe, l'association fixateur externe-plaque, la plaque conventionnelle ou la plaque verrouillée à laquelle notre étude s'intéresse.

# **III. Les plaques verrouillées**

## ***A. Généralités et classification des plaques verrouillées***

Les plaques verrouillées sont aussi communément appelées plaques à angle stable : la vis étant bloquée de façon permanente dans la plaque, elle ne peut basculer comme avec les plaques conventionnelles, mais présente une stabilité angulaire, voire axiale.

Il existe 2 grandes catégories de plaques verrouillées selon l'angulation des vis : celles à angulation fixe et celles à angulation variable. Dans le 1<sup>er</sup> cas, la vis est obligatoirement perpendiculaire au plan de la plaque. Dans le 2<sup>ème</sup> cas, la vis peut être bloquée avec une orientation choisie à l'intérieur d'un cône d'angle de l'ordre de 20 à 26° autour de la perpendiculaire au plan de la plaque.

La classification des ces implants peut également être effectuée selon le mécanisme de verrouillage des vis [117] [118], ainsi que selon leur composition (acier chirurgical ou titane, présentant une meilleur biocompatibilité, une incidence d'infections diminuée mais une raideur inférieure).

## **B. Diversité des plaques verrouillées vétérinaires actuelles**

Depuis les 1<sup>ers</sup> concepts de verrouillage des vis, d'abord par boulon (système Zespol développé à la fin des années 1970), puis directement dans la plaque (système PC-Fix<sup>®</sup>, en 1987), de nombreux modèles de plaques verrouillées sont apparus.

Dix modèles différents de plaques verrouillées sont actuellement disponibles en orthopédie vétérinaire, se distinguant par l'angulation des vis verrouillées, le mécanisme de verrouillage et par leur composition. Certains de ce modèles ont subi des études comparatives de leurs propriétés mécaniques [119-121].

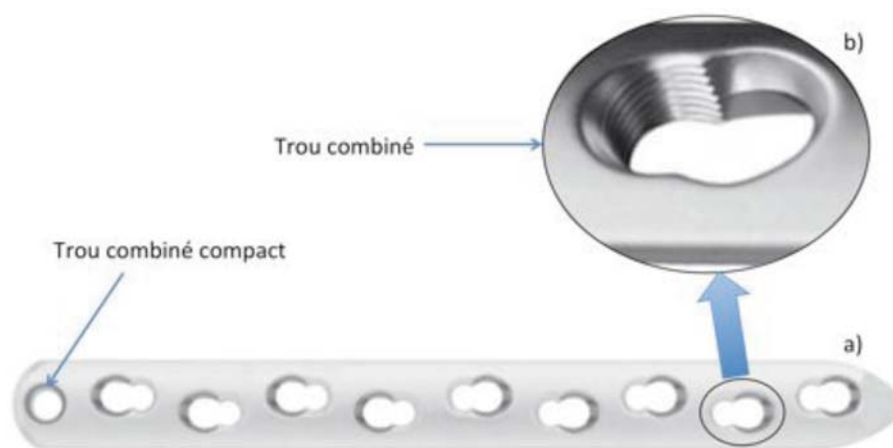
### **1. Plaques verrouillées à angulation fixe ou monoaxiales**

Parmi les plaques verrouillées monoaxiales vétérinaires actuelles, 6 principaux mécanismes de verrouillage des vis peuvent être distingués (cf. : Tableau 3).

Seul le système de Plaque de Compression à Verrouillage ou Locking Compression Plate (LCP<sup>®</sup>) fabriqué par Synthes<sup>™</sup> sera détaillé. Il a vu le jour en 2001 pour la chirurgie humaine et est disponible depuis 2003 sur le marché vétérinaire.

Le procédé LCP<sup>®</sup> présente la particularité de comporter des trous dits combinés [122, 123]. Ces derniers comportent 2 parties adjacentes (cf. : Figure 8) :

- une partie avec unité de compression dynamique, avec un design équivalent au trou de compression des plaques DCP et LC-DCP,
- une partie pour verrouillage, conique et dotée d'un filetage fin.



**Figure 8 : illustration de plaque de compression à verrouillage (LCP<sup>®</sup>) (catalogue Synthes<sup>™</sup>) :**  
**a) plaque LCP<sup>®</sup> large pour vis de 3,5 mm à 10 trous**  
**b) trou combiné avec partie pour vis à tête de verrouillage (gauche) et pour vis standard (droite)**



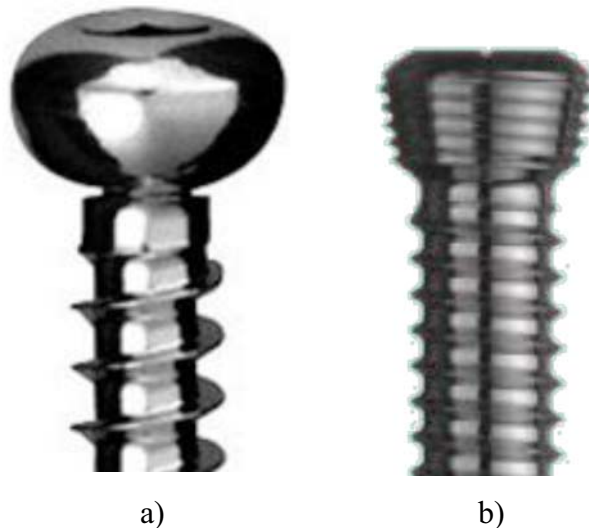
Les trous du système LCP<sup>®</sup> peuvent donc recevoir indifféremment une vis standard ou une vis à tête verrouillée, insérée dans la zone adaptée de chaque trou, contrairement au système LISS<sup>®</sup> qui n'accepte que des vis verrouillées (cf. : Figure 9). Les vis standard peuvent être orientées selon une angulation de 40° dans le plan longitudinal et de 14° dans le plan transversal (données Synthes<sup>™</sup>).



**Figure 9 : photographie de plaque de compression à verrouillage (LCP<sup>®</sup>) (catalogue Synthes<sup>™</sup>), associée à des vis :**  
**a) vis corticale standard                      b) vis à tête de verrouillage**

Cela permet d'associer la possibilité de compression interfragmentaire ou le positionnement d'une vis de traction, comme sur les plaques DCP<sup>®</sup> ou LC-DCP<sup>®</sup>, à la stabilité angulaire et axiale d'un système verrouillé [122].

Les vis à tête verrouillée sont dotées d'une tête conique et d'un filetage à pas double avec 5 filets. Le diamètre de leur âme est supérieur à celui des vis standard (cf. : Figure 10).



**Figure 10 : photographies de têtes et corps de vis d'ostéosynthèse (catalogue Synthes<sup>™</sup>) :**  
**a) vis corticale standard de 4,5 mm    b) vis à tête de verrouillage de 5,0 mm**

Les vis verrouillées existent en version autotaraudante ou en version autotaraudante et autoforante. Ces dernières sont réservées à une utilisation uniquement monocorticale, en raison de la saillie importante de la pointe de vis.

Le système de verrouillage repose à la fois sur un filetage de la partie pour vis verrouillée du trou combiné, qui correspond au filetage de la tête de vis verrouillée, ainsi que sur un assemblage de type cône Morse basé sur la forme conique de la partie pour vis verrouillée du trou combiné, qui correspond à la forme de la tête de vis verrouillée.

Grâce au filetage à pas double, le verrouillage des vis est pleinement effectif avec moins d'un tour complet de la vis. Par rapport à des vis corticales de même diamètre externe, les vis verrouillées présentent une largeur du filetage inférieure et un diamètre de l'âme supérieur. Par exemple, pour des vis standard de 3,5 mm, ces caractéristiques sont respectivement 1,1 mm et 2,4 mm, alors que pour des vis à tête de verrouillage de 3,5 mm, elles représentent 0,6 mm et 2,9 mm.

Les plaques LCP<sup>®</sup> présentent également des trous combinés compacts, ronds et coniques, avec les parties pour vis corticale et vis verrouillée superposées et non juxtaposées comme sur les trous combinés classiques. Ils permettent également l'insertion des 2 types de vis, mais sans compression interfragmentaire possible. Ces trous particuliers sont situés à l'extrémité des plaques d'ostéosynthèse mais sont également utilisés sur des plaques particulières, comme les plaques LCP<sup>®</sup> pour Ostéotomie de Nivellement du Plateau Tibial ou Tibial Plate Leveling Osteotomy (TPLO), par exemple.

Les vis verrouillées et les plaques LCP<sup>®</sup> sont disponibles en acier ou en titane ; ces dernières possèdent un relief inférieur identique à celui des plaques LC-DCP<sup>®</sup>, afin de minimiser la zone de contact avec la surface osseuse.

Les risques, lors d'utilisation de cet implant, sont l'emploi d'un couple de serrage trop important (entraînant un soudage à froid de la tête de vis dans le trou) et la détérioration du filetage lors d'insertion de vis non perpendiculaire à la plaque. Ils sont minimisés par l'utilisation de tournevis avec limiteur de couple et de guide de perçage verrouillés dans les trous de plaque.

Grâce à sa grande polyvalence, le système LCP<sup>®</sup> a étendu la gamme des indications en MIPO et est énormément utilisé, à la fois en orthopédie humaine et vétérinaire.

L'inconvénient principal de ces systèmes de verrouillage monoaxiaux est la nécessité de positionner les vis perpendiculairement à la plaque pour obtenir un verrouillage [124]. Cela peut être problématique notamment lorsque la plaque est droite alors que l'os à stabiliser n'est pas rectiligne. Cette difficulté a été partiellement résolue par l'introduction de plaques anatomiques, c'est-à-dire prémodélées selon l'anatomie des os longs à traiter et présentant une orientation spécifique de l'axe des trous de vis, afin éviter la pénétration des vis dans les articulations adjacentes.

## **2. Plaques verrouillées à angulation variable ou polyaxiales**

Les derniers systèmes disponibles en chirurgie vétérinaire font appel en partie au principe de filetage de la tête de vis. Ils sont présentés dans le Tableau 4.

Mécanisme de verrouillage	Modèle Fabricant Date de commercialisation	Composition de l'implant	Forme des têtes de vis verr. et des trous de plaque	Description du verrouillage	Vis utilisables	Possibilité de compression interfragmentaire
Cône Morse de la tête de vis	Fixin <sup>®</sup> Internal Fixator TraumaVet <sup>™</sup> SRL 2008	Plaques et vis en acier et bagues en titane	Têtes coniques et lisses Tous ronds et filetés	Douille filetée (face externe) et en forme de cône Morse (face interne) s'insérant dans chaque trou de plaque et accueillant une tête de vis Verrouillage de l'interface douille-vis par friction, micro-fusion à froid et déformation élastique par dilatation lors du serrage de la vis Verrouillage de l'interface douille-trou par filetage mutuel	Vis à tête de verrouillage verrouillées (avec bague) Vis à tête de verrouillage non verrouillées (sans bague)	Non
	Locking Compression Plate (LCP <sup>®</sup> ) Synthes <sup>™</sup> 2001 (H) 2003 (V)	Plaques et vis en acier ou titane	Têtes coniques avec filetage à pas double (5 filets) Trous combinés avec 2 parties adjacentes : - partie pour compression dynamique - partie pour verrouillage conique avec filetage à pas double Trous combinés compacts, ronds et coniques, avec 2 parties superposées	Filetage mutuel + Cône Morse	Vis à tête de verrouillage Vis corticales A insérer dans la partie adaptée du trou combiné	Oui (trous combinés) Non (trous combinés compacts)
Filetage et cône Morse de la tête de vis	Stacked Locking Hole Plate <sup>®</sup> Veterinary Instrumentation <sup>™</sup> ?	Plaques et vis en acier	Têtes coniques avec filetage à pas double (7 filets) Trous proches des trous combinés compacts des LCP <sup>®</sup>	Filetage mutuel + Cône Morse	Vis à tête de verrouillage Vis corticales	Non

	Locking Plate® Veterinary Orthopedic Implants™ ?	Plaques et vis en acier	Têtes coniques avec filetage à pas simple Trous pour verrouillage rond, coniques avec filetage à pas simple Trous pour compression dynamique	Filetage mutuel + Cône Morse	Vis à tête de verrouillage Vis corticales	Oui (trous pour compression dynamique) Non (trous pour verrouillage)
Filetage de la tête de vis	ComPact UniLock® Synthes™ 1995 (H) 1999 (V)	Plaques et vis en titane	Têtes cylindriques avec filetage à pas double Trous proches des trous combinés compacts des LCP®	Filetage mutuel	Vis à tête de verrouillage Vis corticales	Non
Filetage et blocage du rebord de la tête de vis	Dual Hole Locking Plate® New Generation Devices™ (NGD™) 2004	Plaques et vis en acier	Têtes cylindriques avec filetage à pas simple Trous proches des trous combinés des LCP® mais partie verrouillée cylindrique	Filetage mutuel + Blocage du rebord supérieur de la tête de vis dans le bord de la plaque	Vis à tête de verrouillage Vis corticales	Oui (vis corticales)
Filetage du corps de vis et serrage de la tête de vis	String Of Pearls (SOP®) Interlocking Plate System Orthomed™ 2007	Plaques et vis en acier	Pas de vis verrouillée Trous ronds des perles avec : - arête cylindrique entourant la partie supérieure dans laquelle la tête de vis s'enfonce - partie inférieure filetée (2 filets)	Effet de compression de la tête de vis sur la plaque au moment du serrage final, lié au filetage + Ajustement avec serrage (ou "press fit"), lié au contact de la tête avec l'arête cylindrique	Vis corticales	Non
Filetage du corps de vis et cône Morse de la tête de vis	Advanced Locking Plate System (ALPS®) Kyon™ 2007	Plaques et vis en titane	Têtes coniques et lisses Trous ronds avec : - partie supérieure en forme de cône Morse lisse, dans laquelle la tête de vis s'enfonce - partie inférieure ovale et filetée	Effet de compression de la tête de vis sur la plaque au moment du serrage final, lié au filetage + Cône Morse	Vis verrouillées monocorticales Vis standard bicorticales	Oui (vis corticales)

**Tableau 3 : diversité des plaques verrouillées monoaxiales vétérinaires**

<b>Mécanisme de verrouillage des vis</b>	<b>Modèle Fabricant Date de commercialisation</b>	<b>Composition de l'implant</b>	<b>Forme des têtes de vis verr. et des trous de plaque</b>	<b>Description du verrouillage</b>	<b>Vis utilisables</b>	<b>Possibilité de compression interfragmentaire</b>
Filetage de la tête de vis	PolyAxial (PAX <sup>®</sup> ) Advanced Locking System <sup>™</sup> Securos <sup>™</sup> 2010	Plaques et vis en titane	Têtes coniques avec filetage à pas simple  Trous ronds et coniques avec reliefs perpendiculaires aux filets des têtes de vis	Taraudage par déformation plastique des reliefs des trous de plaque au fur-et-à-mesure de l'insertion des vis Angulation des vis : 10°	Vis à tête de verrouillage	Non
	Synthesis Pengo System (S.P.S.) Free-Block <sup>®</sup> Biomechanica <sup>™</sup> 2009	Plaques et vis en acier et anneaux en titane	Têtes coniques avec filetage à pas simple  Trous pour verrouillage rond, sphériques avec filetage Trous pour compression dynamique	Anneau de verrouillage de forme sphérique (face externe) et fileté (face interne) s'insérant dans chaque trou de plaque et accueillant une tête de vis Verrouillage de l'interface anneau-vis par filetage mutuel Verrouillage de l'interface anneau-trou par friction, micro-fusion à froid et déformation élastique par dilatation lors du serrage de la vis Angulation des vis : 13°	Vis à tête de verrouillage  Vis corticales	Oui (trous pour compression dynamique)  Non (trous pour verrouillage)

**Tableau 4 : diversité des plaques verrouillées polyaxiales vétérinaires**

### C. Principes et biomécanique de la fixation verrouillée par plaque LCP®

Afin de comprendre la fixation verrouillée, il convient de mettre en lumière les différences avec la fixation par plaque conventionnelle.

- Plaques vissées conventionnelles :

La stabilité de la fixation par plaque classique repose sur les forces de friction entre la plaque et l'os sous-jacent. Ces forces de friction dépendent du coefficient de friction entre la plaque et l'os et des forces axiales engendrées par les vis, elles-mêmes sous la dépendance du couple de serrage des vis et de la résistance en cisaillement de l'os [61, 125].

Le serrage des vis amène une compression de la plaque sur l'os, d'autant plus importante que le couple de serrage est élevé [125-128]. Les forces de friction générées sont à l'origine de la stabilité de la fixation (cf. : Figure 11).

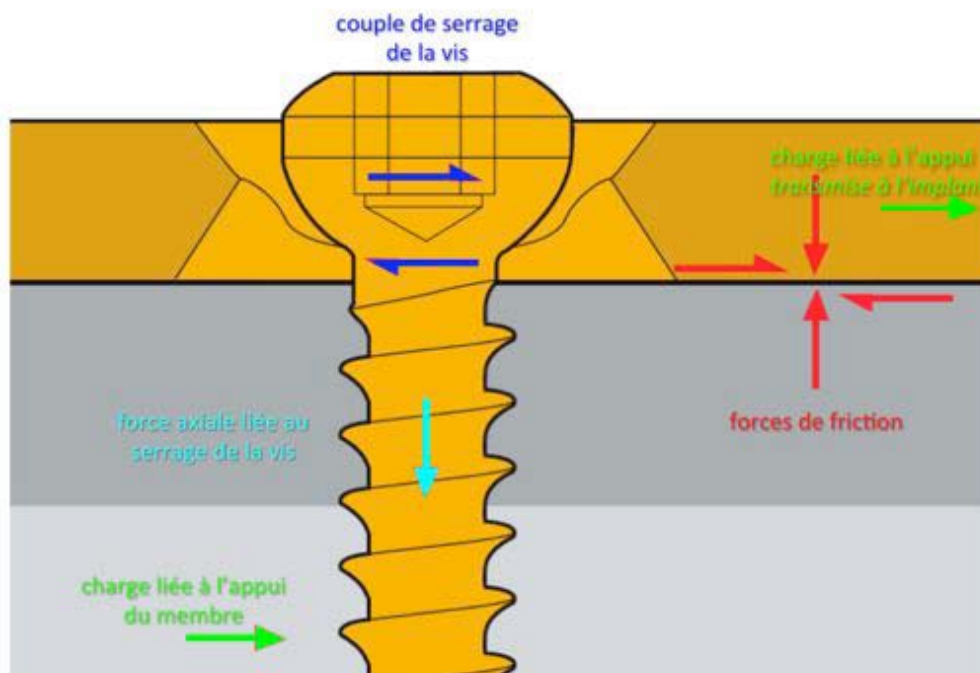


Figure 11 : distribution des forces lors d'ostéosynthèse d'alignement par plaque avec vis standard, d'après [20]

L'utilisation des plaques conventionnelles nécessite donc leur contournement minutieux pour correspondre à la topographie de la surface osseuse située sous la plaque, afin d'assurer un contact maximal entre l'os et la plaque.

En cas de défaut de contournement de la plaque, même si la réduction est parfaite avant sa mise en place, une translation des fragments osseux surviendra au cours du serrage des vis, jusqu'à leur butée sous la plaque, entraînant une perte plus ou moins importante de la réduction primaire.

La fixation par vis bicorticales est obligatoire lors d'ostéosynthèse par plaque conventionnelle, car la stabilité des vis et le transfert de charge nécessitent 2 points d'appui (cis-cortex et trans-cortex) afin de maintenir la friction plaque-os indispensable à la stabilité du montage et de limiter le risque d'arrachement des vis.

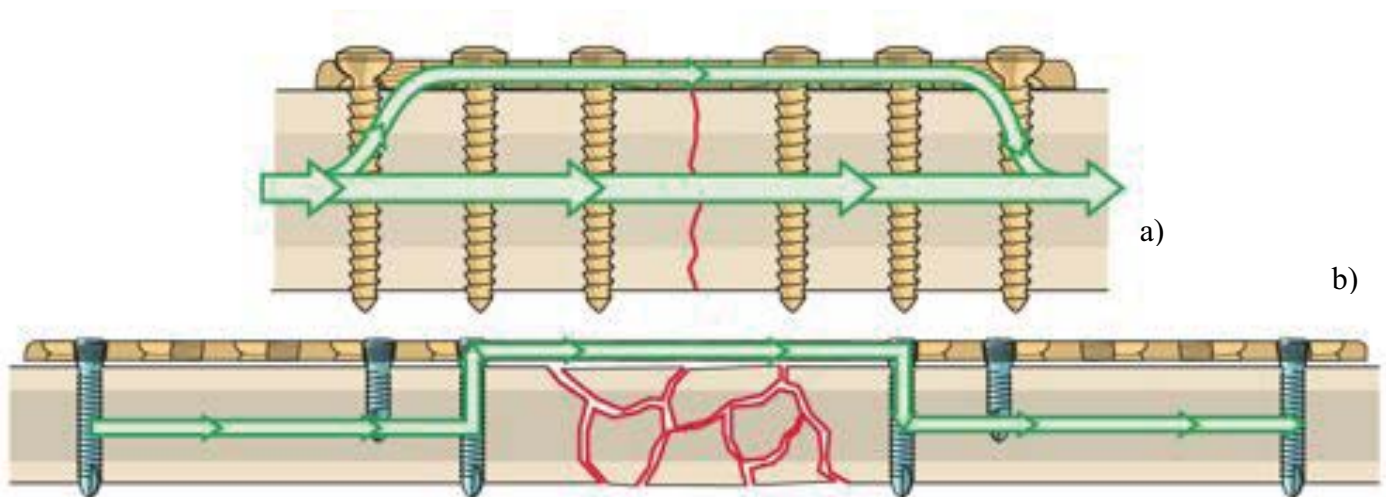
Sous l'effet d'une charge axiale (liée à l'appui du membre, par ex.), si l'intensité des forces de cisaillement appliquées sur les vis standard dépasse celle des forces de friction entre la plaque et l'os, une perte de la fixation peut survenir à cause du basculement des vis, et conduit à une perte de réduction secondaire.

Lors de fracture traitée par reconstruction anatomique (contact des bouts osseux), l'ostéosynthèse conventionnelle implique un partage des charges liées à l'appui du membre, entre l'os et l'implant (cf. : Figure 12a). En revanche, lors de fracture comminutive non reconstituable, l'absence d'intégrité de la colonne osseuse implique l'absence de partage des charges. La plaque conventionnelle doit alors assumer seule l'intégralité de ces forces et le risque de lâchage des vis ou de la plaque est d'autant plus élevé.

Dans le cas d'une piètre qualité osseuse, comme lors d'ostéoporose, le serrage des vis standard peut s'avérer insuffisant pour obtenir une compression adéquate de la plaque sur l'os, nécessaire pour assurer la stabilité de l'ostéosynthèse. Cela peut entraîner un desserrage des vis, une perte de stabilité de la plaque et, finalement, une perte de réduction secondaire.

L'inconvénient majeur de ce système de fixation réside dans la compression du périoste par le montage. Les zones de contact os/plaque doivent être comprimées jusqu'à un niveau dépassant largement la tolérance des tissus mous recouvrant l'os, notamment le périoste et sa vascularisation [129]. La vascularisation périostée étant significativement diminuée voire interrompue, il en résulte une nécrose inévitable de l'os [130].

Cela peut engendrer des complications, telles que : retard de cicatrisation, lâchage d'implant, fractures sous plaque, infections et fractures secondaires, après l'ablation du matériel d'ostéosynthèse [124, 131].



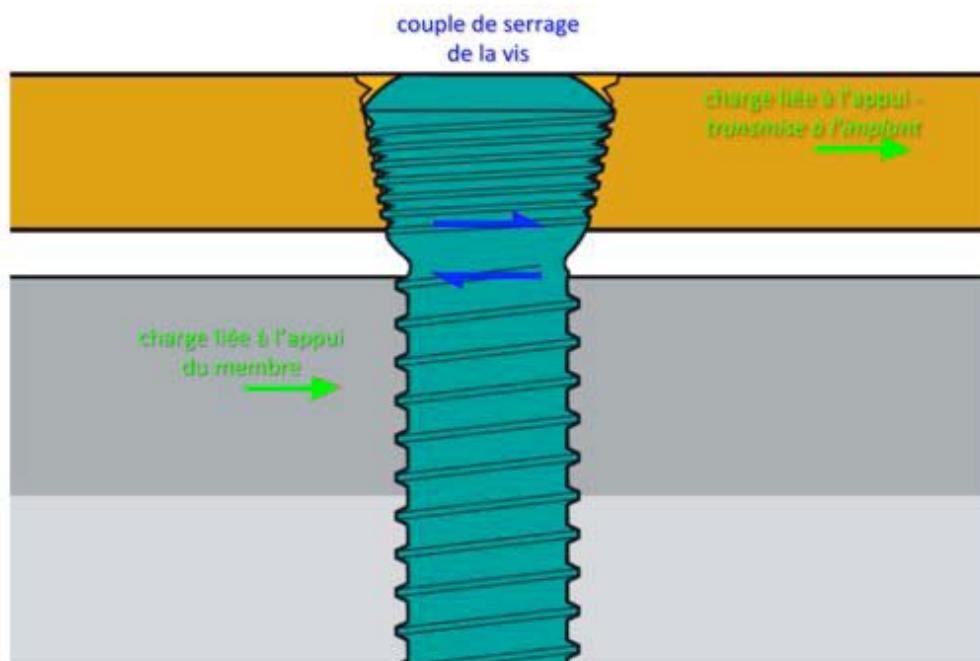
**Figure 12 : transfert des charges depuis l'os vers l'implant, d'après [132] :**  
 a) plaque conventionnelle avec compression (partage des charges entre l'os et l'implant)  
 b) plaque verrouillée (pontage mécanique de la fracture)

- Plaques vissées verrouillées :

Au contraire, la stabilité de la fixation par plaque verrouillée repose sur le système de verrouillage entre les vis et la plaque permettant une connexion rigide du porteur de charge (la plaque) et des fragments osseux principaux (cf. : Figure 13). La plaque verrouillée et ses vis forme ainsi une "unité de fixation", sans mouvement entre plaque, vis et os, alors que les vis standard ont tendance à basculer [133]. Les forces axiales liées à l'appui du membre sont transférées depuis l'os vers la plaque par la connexion filetée existant entre la plaque et les vis. Cela permet un pontage mécanique du foyer fracturaire (absence de partage des charges entre la plaque et l'os) sans friction entre le porteur de charge et l'os (cf. : Figure 12b).

Pour cette raison, le comportement mécanique des plaques verrouillées n'est pas celui d'implants internes conventionnels, mais plutôt celui de fixateurs externes situés sous la peau. En conséquence, il s'agit bel et bien de "fixateurs internes" [134].

Néanmoins, les plaques verrouillées ne présentent pas les inconvénients d'un système externalisé comme le fixateur externe, c'est-à-dire : la transfixion des parties molles, la moindre raideur mécanique (distance de travail des broches supérieure à celles des vis verrouillées et corps du fixateur plus éloigné de l'axe neutre de l'os) ainsi que le risque septique plus élevé [117].



**Figure 13 : distribution des forces lors d'ostéosynthèse d'alignement par plaque avec vis verrouillée, d'après [20]**

Lors de fixation conventionnelle, la charge axiale sur l'os se traduit en forces de cisaillement sur les vis standard et l'os, en contact au niveau d'une interface de taille assez réduite. Cette charge axiale est compensée par les forces de friction entre la plaque et l'os, qui maintiennent la stabilité du montage [133]. En outre, ces forces en cisaillement ne sont pas réparties uniformément sur toutes les vis du montage.

Au contraire, lors de fixation verrouillée, les forces de cisaillement engendrées par la charge axiale sur l'os se traduisent en forces de compression sur les vis et l'os, perpendiculaires au grand axe des vis verrouillées et sur toute leur longueur [133]. Ainsi, les forces de cisaillement exercées sur les vis verrouillées n'induisent pas leur "débricolage"



[135]. En outre, l'interface entre les vis et l'os présente une taille supérieure à celle des vis standard, ce qui diminue les contraintes appliquées pour une force de même intensité et la répartition des contraintes au sein d'une même vis et entre les vis d'un même fragment est plus uniforme [61, 136]. Cela évite des concentrations de contraintes sur une seule vis [137].

Cette distribution des charges sur l'os avec une fixation verrouillée est favorable car l'os présente une résistance à la compression nettement supérieure à sa résistance au cisaillement [138]. Cela est particulièrement utile sur un os de faible densité comme l'os ostéoporotique, pour lequel la rupture de la fixation s'effectue souvent selon un découpage de l'os par la vis [138].

En outre, Gautier a effectué une comparaison mécanique théorique entre plaque conventionnelle et verrouillée, en utilisant un modèle de poutre mixte plaque-os, ces 2 éléments étant connectés de façon lâche (modèle correspondant aux vis standard) ou ferme (vis verrouillées). Le modèle de fixation verrouillée a présenté une raideur intrinsèque en flexion 4 fois supérieure au modèle de fixation conventionnelle, pour lequel un mouvement entre les têtes de vis et la plaque a été supposé [136].

Ces éléments expliquent que la stabilité des plaques verrouillées soit, théoriquement, supérieure à celle des plaques conventionnelles.

Comme les vis sont verrouillées dans la plaque, elles sont soumises à des forces de flexion et de cisaillement supérieures à celles des vis standard. Leur conception tient compte de ce phénomène par une augmentation du diamètre de leur âme, par rapport aux vis standard, permettant de renforcer leur raideur en flexion et en cisaillement [132].

L'augmentation du diamètre de l'âme d'une vis conduit à une diminution de la taille de son filetage : cela diminue théoriquement sa résistance à l'arrachement. Ce phénomène peut conduire à une défaillance de l'implant par arrachement des vis, dans le cas des plaques conventionnelles. Mais cela concerne peu les vis verrouillées qui sont principalement sollicitées en flexion et non en arrachement (cf. : infra) [118].

La plaque verrouillée ne nécessite pas d'être en contact intime avec l'os. Une fois les vis bloquées dans les trous de plaque, aucun serrage ultérieur n'est possible et l'implant maintient les fragments dans leurs positions relatives, indépendamment de leur réduction et contrairement aux plaques conventionnelles. Le risque de perte de réduction primaire étant diminué, la réduction fracturaire est ainsi conservée [135]. Le contournement de la plaque est donc nettement moins critique qu'avec des plaques classiques.

Les plaques LCP<sup>®</sup> ont été conçues pour préserver la vitalité osseuse sans compromis par rapport aux propriétés mécaniques attendues pour tout implant interne. La présence d'un espace entre la plaque et l'os diminue le contact entre l'os et le périoste et permettrait de préserver la vascularisation périostée, diminuant ainsi le degré de résorption osseuse sous la plaque [20].

Néanmoins, malgré l'absence de compression périostée, des complications infectieuses (associées à cette compression lors d'utilisation de plaque conventionnelles) ne sont pas exclues [139]. Leur incidence semble néanmoins moindre lors de fixation verrouillée par rapport à une conventionnelle [140].

Outre la préservation vasculaire, l'absence de nécessité de contournement précis permet d'économiser du temps opératoire et de diminuer la fragilisation de la plaque. Enfin, elle est très avantageuse dans les techniques d'ostéosynthèse mini-invasive, qui ne permettent pas un contournement parfait de la plaque, compte-tenu de l'abord très limité de l'os.

Contrairement aux plaques conventionnelles, des vis monocorticales peuvent être utilisées, ce qui permet de minimiser les lésions vasculaires.

La résistance à l'arrachement des vis verrouillées monocorticales de diamètre 5,0 mm de l'implant LISS serait égale à environ 60% de celle des vis standard bicorticales de même diamètre [141]. Les os appareillés par montages verrouillés avec vis monocorticales présenteraient une raideur en torsion significativement inférieure à ceux avec vis bicorticales, mais une raideur en flexion identique [142].

Malgré sa stabilité, le système de plaque verrouillée permet néanmoins de conserver une relative mobilité au niveau du foyer fracturaire, ce qui stimule la formation d'un cal osseux [132].

La géométrie particulière des trous combinés (absence de circonférence complète de la partie pour compression dynamique et de la partie pour verrouillage, du fait de leur imbrication) apporte une certaine souplesse au montage et diminuerait la mise en charge du filetage [122].

La fixation verrouillée est également avantageuse sur l'os ostéoporotique, puisque le taux d'arrachement des vis verrouillées est nettement inférieur à celui des vis standard [143]. Cette différence pourrait s'expliquer par le mécanisme de verrouillage et par l'interface entre les vis verrouillées et l'os, de taille supérieure à celle des vis standard.

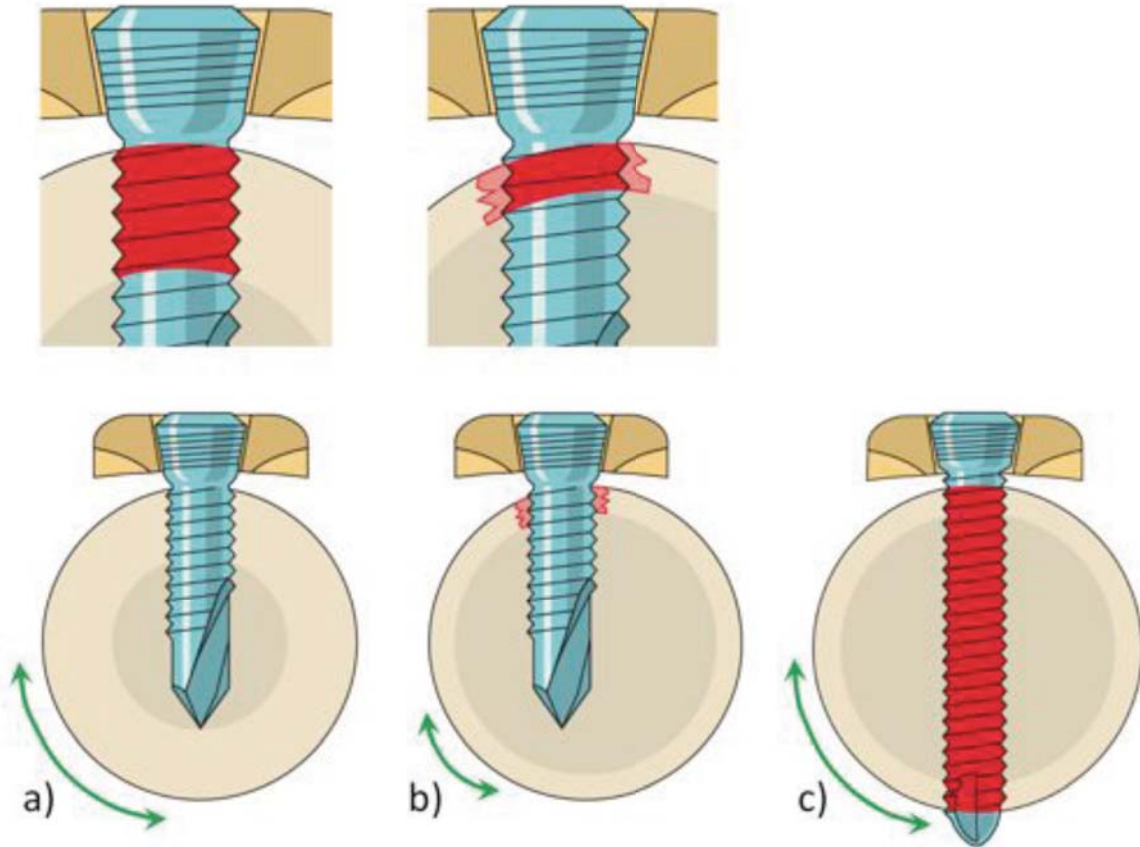
En outre, le couple nécessaire au serrage des vis standard pour une fixation optimale sur cet os présentant une faible densité peut être trop élevé par rapport à la résistance de l'os [144].

La "conversion" des forces de cisaillement en forces de compression par le verrouillage des vis est également utile sur ce type d'os (cf. : supra).

Mais l'os ostéoporotique étant doté de corticales fines, si les vis employées sont monocorticales, leur faible distance de travail (dépendant de l'épaisseur des corticales dans lesquelles les filets des vis s'engagent) conduit à un faible ancrage des vis, même avec des vis verrouillées (cf. : Figure 14b). Cela peut conduire à une fixation instable, particulièrement sur les os soumis à des fortes charges en torsion (comme l'humérus) pour lesquels le filetage osseux peut être rapidement détérioré, provoquant un déplacement angulaire du segment fracturé [132].

Les vis utilisées sur l'os ostéoporotique doivent donc obligatoirement être bicorticales, pour augmenter leur longueur de travail, améliorant leur tolérance à la torsion et ainsi évitant le déplacement angulaire du segment fracturé (cf. : Figure 14c) [132].

L'effet du remplacement des vis verrouillées monocorticales les plus périphériques par des vis verrouillées bicorticales a été étudié sur des os synthétiques non ostéoporotiques. Ce remplacement a entraîné une augmentation de raideur des os appareillés de 42,9% en flexion et de 57,6% en torsion [145]. Sur des modèles d'os ostéoporotiques, cette augmentation de raideur aurait probablement été encore supérieure.



**Figure 14 : relation entre épaisseur des corticales, caractère mono- ou bicortical et distance de travail des vis et, d'après [132] :**

- a) vis monocorticale sur un os sain (épaisseur des corticales suffisante pour une distance de travail de la vis correcte, tolérance à la torsion correcte)**
- b) vis monocorticale sur un os ostéoporotique (corticales fines et distance de travail de la vis insuffisante, tolérance à la torsion insuffisante)**
- c) vis bicorticale sur un os ostéoporotique (corticales fines mais augmentation de la distance de travail de la vis par son caractère bicortical, tolérance à la torsion correcte)**

Les avantages des montages avec vis verrouillées concernent également le lâchage d'implants. Lorsqu'un os appareillé est soumis à une force de flexion, une plaque conventionnelle voit ses vis standard se comporter comme des vis "autonomes" et ainsi se desserrer ou s'arracher les unes après les autres (cf. : Figure 15a). L'absence de stabilité angulaire des vis les amène à s'aligner avec l'axe de la force appliquée, ce qui conduit à leur desserrage progressif et à leur arrachement. Avec les plaques verrouillées, la fixation est "en bloc" et les vis ne se comportent pas de façon autonome (cf. : Figure 15b). Le verrouillage évite l'orientation des vis le long de l'axe de la force appliquée, elles sont soumises à des forces de flexion et l'arrachement ne peut survenir que "en bloc", ce qui est rare (cf. : Figure 15c). Le risque de perte de réduction secondaire est ainsi diminué [132].

Le risque d'arrachement des vis est donc diminué avec les vis verrouillées. Le lâchage des implants verrouillés résulte plutôt de rupture de la plaque ou de l'os, alors qu'il provient plutôt de l'arrachement des vis avec les plaques conventionnelles.

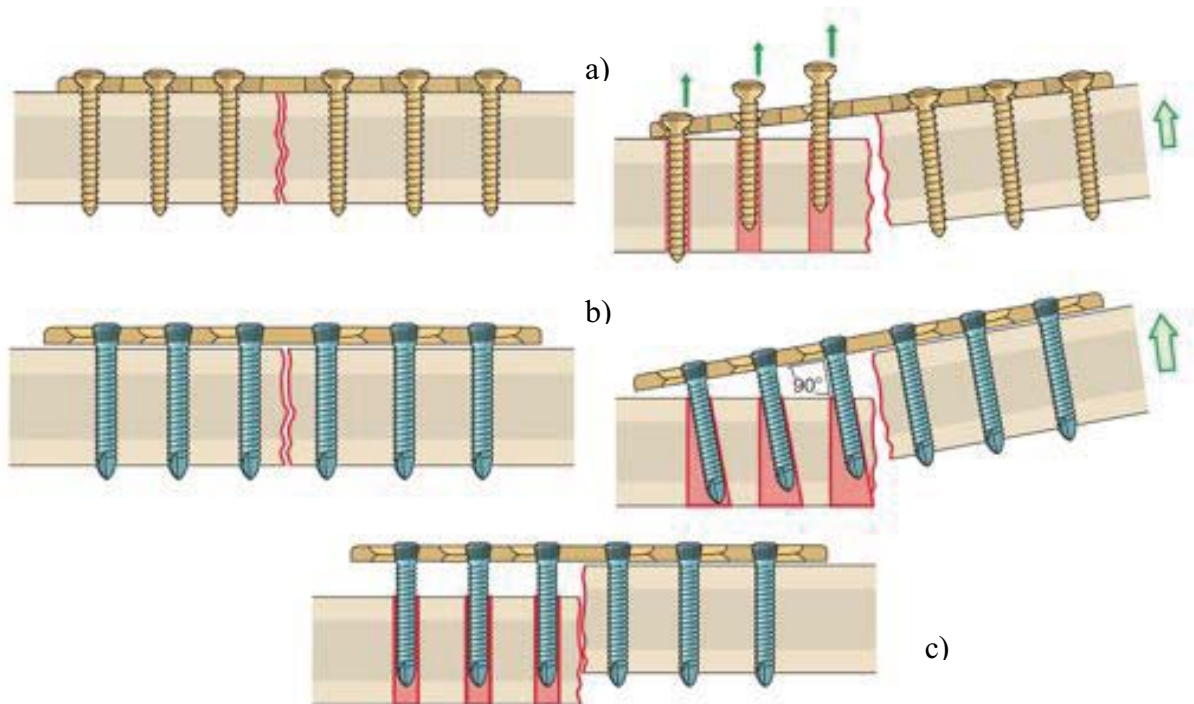


Figure 15 : mécanismes d'arrachement des vis, d'après [132] :

- a) montage par plaque conventionnelle soumis à une flexion (desserrage séquentiel des vis standard)
- b) montage par plaque verrouillée soumis à une flexion (meilleure résistance de la fixation "en bloc")
- c) montage par plaque verrouillée présentant un arrachement "en bloc"

#### D. Indications des plaques LCP<sup>®</sup>

Selon la fonction recherchée et le type de vis utilisé, les plaques LCP<sup>®</sup> peuvent être appliquées comme des plaques à compression dynamique conventionnelles (avec des vis corticales standard) ou des plaques verrouillées (avec des vis verrouillées) [135, 146].

Le 1<sup>er</sup> cas sera privilégié lorsqu'une cicatrisation *per primam* est visée (ostéosynthèse anatomique) :

- fracture diaphysaire ou métaphysaire facilement et rapidement restructurable,
- fracture articulaire ou juxta-articulaire,
- pseudarthrose ou retard de cicatrisation,
- ostéotomie de fermeture.

Le 2<sup>ème</sup> cas correspond à des situations pour lesquelles une cicatrisation secondaire sera recherchée (ostéosynthèse d'alignement) :

- fracture diaphysaire ou métaphysaire non restructurable,
- fracture sur laquelle la plaque ne peut être appliquée sur la face de tension de l'os,
- ostéotomie d'ouverture,
- fracture périprothétique,
- excision carcinologique d'une tumeur osseuse avec sauvetage du membre,
- reprise chirurgicale.

Une association des 2 techniques est possible, par exemple lors de fracture multiple ou lors de fracture comminutive, lorsque le chirurgien recherche la fixation d'un fragment intermédiaire par vis de traction et la protection de l'ostéosynthèse par plaque LCP<sup>®</sup> verrouillée.

La combinaison de vis standard et de vis verrouillées utilisées alors sur la même plaque est appelée "fixation hybride" et de plus en plus fréquemment utilisée [142, 147-150].

Néanmoins, les vis verrouillées trouvent leur principale utilité en ostéosynthèse d'alignement mini-invasive (MIPO), puisqu'elles permettent de s'affranchir d'un modelage précis de la plaque et évitent le déplacement des fragments osseux lors du serrage des vis (absence de perte de réduction primaire). L'éloignement de la plaque par rapport à la surface osseuse permet la préservation de la vascularisation périostée [132]. La polyvalence des plaques LCP<sup>®</sup> a donc autorisé leur adaptation à de nombreuses situations cliniques et leur a permis d'élargir le spectre d'utilisation de l'ostéosynthèse mini-invasive [132].

La fixation de fractures sur os ostéoporotique représente une excellente indication des plaques LCP<sup>®</sup> avec vis verrouillées. En effet, les implants verrouillés présentent une meilleure tenue des vis sur l'os ostéoporotique et un risque de découpage de l'os diminué, même si cette situation est rarement rencontrée en orthopédie vétérinaire, au contraire de l'orthopédie humaine.

L'os du jeune fait partie de cette catégorie avec une épaisseur des corticales et une densité osseuse moindres, par rapport à l'os d'adulte. La vascularisation périostée étant particulièrement active chez le jeune, les montages LCP<sup>®</sup> avec des vis verrouillées sont d'autant plus recommandés [151].

Enfin, l'emploi d'un clou centro-médullaire associé à une plaque verrouillée en soutien est envisageable, d'autant plus facilement lorsque des vis verrouillées monocorticales sont utilisées, avec un risque d'interférence avec le clou diminué.

En orthopédie humaine, les plaques verrouillées sont couramment utilisées depuis une 20<sup>aine</sup> d'années. En orthopédie vétérinaire, l'emploi d'une plaque verrouillée pour la fixation interne est de plus en plus fréquent en pratique canine, féline et équine. Actuellement, des implants verrouillés sont utilisés de manière systématique lors de nivellement du plateau tibial, ce qui apparaît nécessaire chez les chiens de grand format, lors de double ou triple ostéotomie pelvienne, ainsi que pour une variété de fractures des os longs.

## ***E. Recommandations d'utilisation des plaques LCP<sup>®</sup> lors d'ostéosynthèse d'alignement diaphysaire***

L'utilisation des plaques LCP<sup>®</sup> diffère par de nombreux aspects de celle des plaques conventionnelles et, compte-tenu de son caractère relativement récent en orthopédie vétérinaire, la plupart des recommandations y ayant trait sont extrapolées de l'orthopédie humaine.

Différents paramètres peuvent influencer la stabilité de la fixation et la raideur du montage.

## 1. *Nombre de vis et de corticales*

D'un point de vue purement mécanique, 2 vis verrouillées monocorticales insérées dans chaque fragment osseux principal sont suffisantes pour obtenir un montage stable. Néanmoins, ce montage lâchera en cas de rupture d'une vis ou de résorption osseuse autour d'une vis entraînant son desserrage ou son arrachement. L'utilisation de 2 vis bicorticales ne modifie pas le risque de rupture de fatigue des vis mais augmente la longueur de travail des vis et donc l'ancrage des vis (résistance à l'arrachement). Dans tous les cas, ce type de montage ne peut être employé qu'avec un os de bonne qualité et la certitude d'une insertion correcte des 2 vis [132]. Ainsi, par précaution, il vaut mieux employer au moins 3 vis par fragment [152]. L'augmentation de la tenue en fatigue de la plaque consécutive à l'augmentation du nombre de vis résulterait notamment du remplissage des trous de la plaque par les têtes de vis sans corps de vis, qui limiterait la rupture en fatigue traditionnellement observée en regard des trous vides [153-156].

L'expérience clinique de Gautier et Sommer, les a conduits à établir des recommandations basées sur leurs observations empiriques pour le traitement des fractures par pontage avec des plaques LCP<sup>®</sup> chez l'homme [152] :

- au minimum 2 vis verrouillées et 3 corticales par about osseux pour des fractures simples,
- au minimum 2 vis verrouillées et 4 corticales par about osseux pour les fractures comminutives.

L'étude de Stoffel, réalisée sur différentes configurations de vis verrouillées monocorticales de 5,0 mm équipant des plaques LCP<sup>®</sup> sur un modèle synthétique de perte de substance de 6 mm a montré que la raideur des os appareillés atteignait des valeurs maximales avec 3 vis par fragment en compression et 4 vis par segment en torsion.

Sur la base de ces essais mécaniques, Stoffel a établi des recommandations cliniques pour le traitement des fractures par pontage avec des plaques LCP<sup>®</sup> chez l'homme [157] :

- 2 à 3 vis verrouillées par segment osseux pour les fractures du membre inférieur
- 3 à 4 vis verrouillées par segment osseux pour les fractures du membre supérieur, sur lesquelles les forces de torsion sont prédominantes

Il n'existe pas de différence de raideur en compression, flexion et torsion entre des montages avec 2 ou 3 vis verrouillées bicorticales par fragment. Cela a été montré par une étude comparant l'utilisation de 4 vis verrouillées à celle de 6 vis verrouillées bicorticales de 5,0 mm avec une plaque LCP<sup>®</sup> étroite, sur des huméri ostéoporotiques présentant une perte de substance médio-diaphysaire de 5 mm [158]. Néanmoins, cette étude ne portait que sur les propriétés mécaniques quasi-statiques des montages et il serait intéressant qu'une étude similaire réalise des cyclages à rupture des 2 configurations testées pour vérifier l'effet du nombre de vis sur la tenue en fatigue d'une plaque LCP<sup>®</sup>.

Alors que l'ostéosynthèse conventionnelle par vis standard nécessite des vis bicorticales, les vis verrouillées monocorticales fournissent une stabilité suffisante sur l'os sain chez l'homme et permettent un transfert des charges uniquement au niveau du cis-cortex. Mais la nature monocorticale des vis verrouillées est une source d'interrogation chez les chiens et chats que nous soignons, à cause de la moindre épaisseur des corticales par rapport à l'homme, réduisant le nombre de filets de la vis engagés dans l'os ou, autrement dit, diminuant la longueur de travail des vis.

Une étude portant sur la relation entre épaisseur des corticales et résistance à l'arrachement de plaques verrouillées avec vis de 3,5 mm a montré que la résistance à l'arrachement en compression d'huméri humains appareillés n'a pas été significativement différente pour des groupes présentant une épaisseur des corticales supérieure à 4 mm (5,2 mm) ou inférieure (3,1 mm) [159]. Cette valeur seuil de 4 mm représente 5 filets sur une vis verrouillée de 3,5 mm de diamètre (mesure par nos soins). En revanche, sur des tibias humains cadavériques, présentant des corticales plus fines (2,83 mm d'épaisseur moyenne) et dans lesquels ont été insérées des vis verrouillées de 5,0 mm, l'épaisseur des corticales possédait une influence significative sur la résistance à l'arrachement et à la flexion en porte-à-faux des vis [160, 161]. Cette valeur moyenne de moins de 3 mm représente moins de 3 filets sur une vis verrouillée de 3,5 mm de diamètre (mesure par nos soins). Le nombre inférieur de filets engagés dans l'os, par rapport à l'étude précédente, pourrait expliquer les résultats.

Néanmoins, l'épaisseur des corticales des os longs, chez les chiens et les chats, est inférieure à celles présentées dans ces études. Bien que l'épaisseur des corticales des os longs soit, proportionnellement au diamètre externe, supérieure chez les mammifères (1/3 du diamètre) par rapport à l'homme (1/4 du diamètre) [162], le diamètre externe de l'os étant largement inférieur chez le chien et le chat par rapport à l'homme, les corticales des ces animaux présentent donc une épaisseur inférieure [163].

Ainsi, une étude comparant l'épaisseur des corticales médio-diaphysaires d'os longs a révélé une différence significative des valeurs de  $4,90 \pm 0,16$  mm sur 64 hommes et  $3,35 \pm 0,25$  mm sur 65 mammifères [164].

En outre, l'épaisseur des corticales étant fortement corrélée au poids des carnivores [165], les petits chiens ou chats présentent donc des corticales assez fines, par rapport aux grands carnivores et à l'homme. Il n'existe malheureusement, à notre connaissance, que peu de données sur l'épaisseur des corticales des os longs chez le chien, probablement en raison de la grande variabilité du poids des différentes races appartenant à cette espèce (1 à 120 kg), induisant une grande variabilité de l'épaisseur.

Des études portant sur des diaphyses fémorales issues de différentes races canines ont révélé une épaisseur des corticales moyenne de 2,5 mm [166, 167]. Quant à la diaphyse fémorale féline, elle présente des corticales d'épaisseur inférieure à 2 mm [168]. Nous avons mesuré que cette épaisseur de 2 mm représentait 2 filets sur une vis verrouillée de 5,0 mm de diamètre et 3 filets sur une vis verrouillée de 2,4 mm de diamètre.

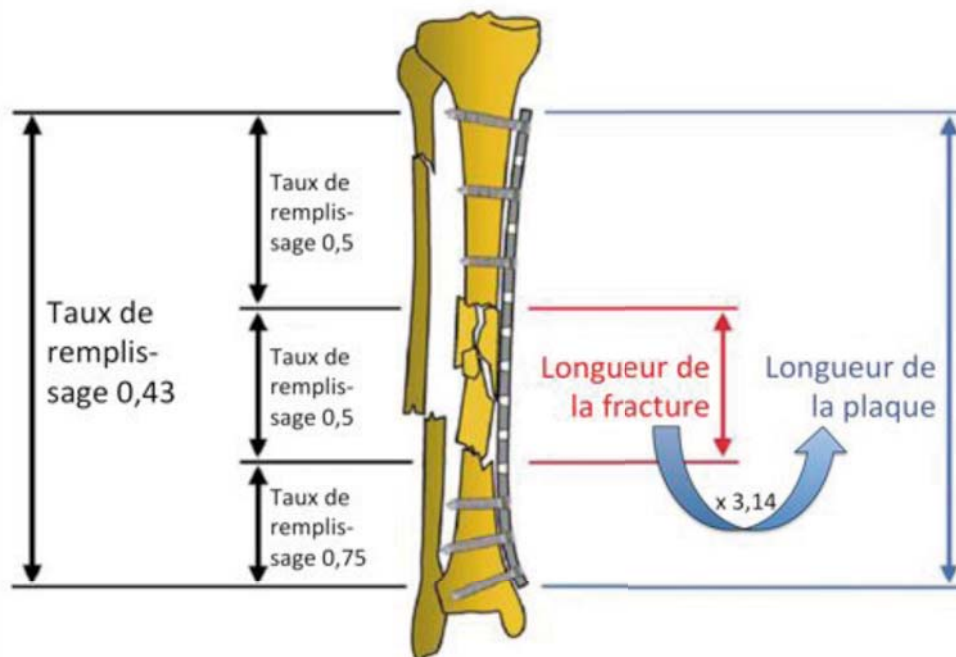
L'utilisation de vis verrouillées monocorticales sur une plaque vissée comme seul moyen de fixation d'une fracture reste donc controversée chez le chien et le chat, compte-tenu du nombre réduit de filets pouvant engager leurs fines corticales. Néanmoins, son utilisation lors de montages combinés clou centromédullaire et plaque est envisageable [169].

Au final, les recommandations concernant l'implantation des vis à tête de verrouillage chez les petits animaux décrivent plutôt l'utilisation d'une plaque avec 3 vis verrouillées bicorticales de part et d'autre du foyer fracturaire [20].

## 2. Longueur de la plaque et remplissage des trous

Sur une plaque, 3 segments peuvent être distingués : segment central (délimité par les 2 vis centrales) en regard du foyer fracturaire, segment proximal et segment distal ancrant l'implant dans les segments osseux principaux. La longueur de la plaque et la position des vis influencent les sollicitations subies par ces 2 entités.

La longueur idéale d'une plaque doit être déterminée selon 2 paramètres : longueur relative de la plaque par rapport à la fracture et taux de remplissage des trous (cf. : Figure 16) [132, 152].



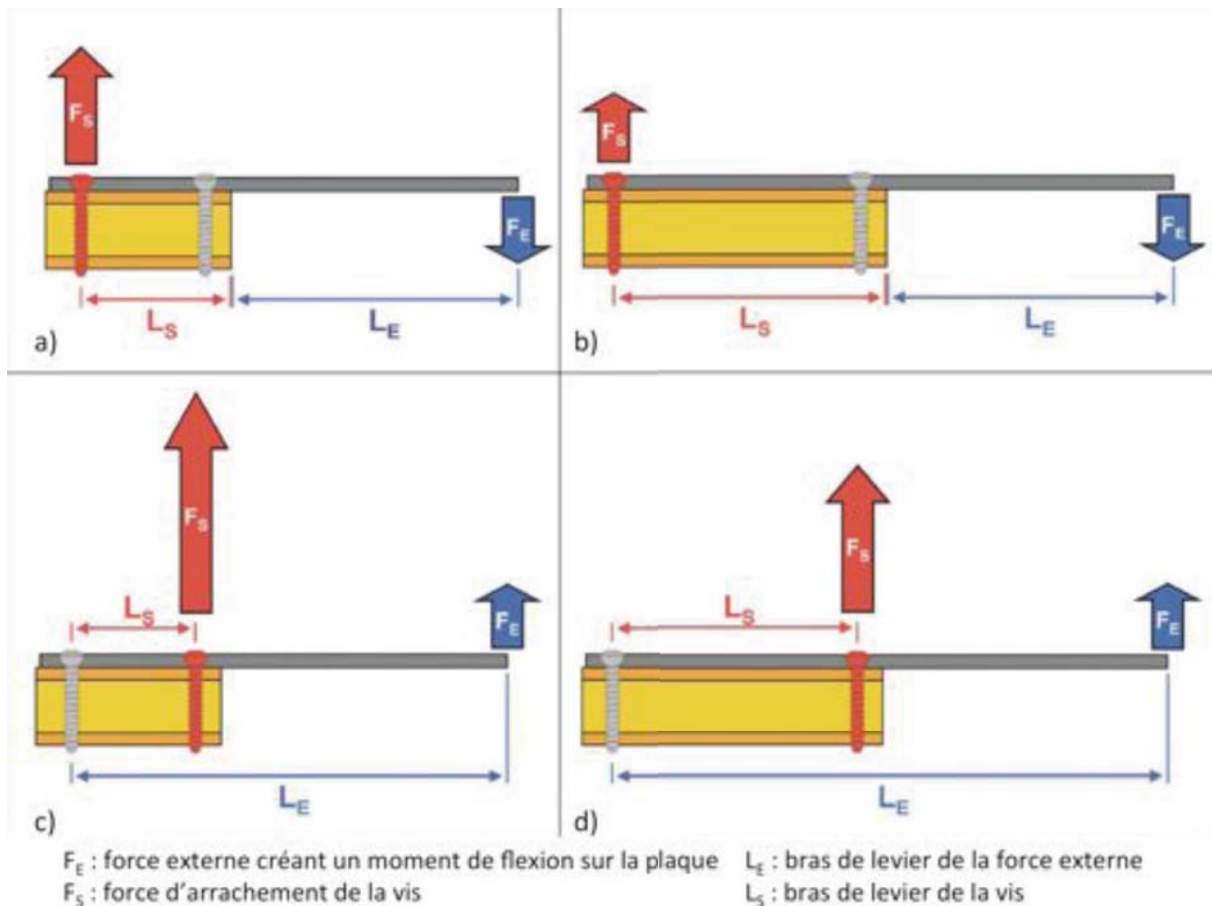
**Figure 16 : illustration de la longueur relative de la plaque et du taux de remplissage des trous pour une plaque d'alignement pontant une fracture comminutive, d'après [152]**

Les observations empiriques basées sur l'expérience clinique de Gautier et Sommer ont abouti à la recommandation d'employer une plaque verrouillée de longueur au moins supérieure à 2 ou 3 fois celle du foyer fracturaire dans le cas d'une fracture comminutive et 8 à 10 fois pour une fracture simple [124, 152]. L'étude expérimentale de Stoffel a vérifié ces recommandations, en montrant que l'augmentation de longueur d'une plaque LCP® avec vis verrouillées a diminué les contraintes exercées sur celle-ci en compression axiale [157].

Le fait d'augmenter la longueur de la plaque augmente la résistance à l'arrachement des vis insérées. Cela s'explique par l'optimisation de l'effet de levier dynamique de chaque vis (cf. : Figure 17). Une étude utilisant des plaques de différentes longueurs fixées par vis standard sur des ulnae a ainsi montré que la charge à rupture en flexion 4 points des plaques les plus longues a été significativement supérieure à celle des plaques plus courtes, en raison d'une meilleure dispersion des forces appliquées [170]. Les raideurs en flexion avec différentes longueurs de plaques ont été équivalentes. Les mêmes observations ont été effectuées en flexion 4 point et flexion en porte-à-faux [171].

Cela a été confirmé par une étude similaire dans laquelle la charge à la limite élastique en flexion 4 points des plaques LCP® de longueurs supérieures, avec vis standard ou verrouillées, a été significativement supérieure à celle des plaques plus courtes, sans différence significative de raideur en flexion et torsion [172].





**Figure 17 : effet de la longueur de la plaque d'alignement sur le bras de levier et la force d'arrachement des vis, d'après [152] :**

- a) et c) plaque courte entraînant un bras de levier court et une force d'arrachement élevée de la vis rouge**  
**b) et d) augmentation du bras de levier par augmentation de la longueur de la plaque, diminuant la force d'arrachement de la vis rouge**

Le taux de remplissage des trous (pourcentage du nombre de trous utilisés avec des vis par rapport au nombre total de trous de la plaque) conseillé à partir de l'expérience clinique est de 40 à 50%, voire moins si possible [124, 152]. L'étude expérimentale de Stoffel a permis, là encore, de justifier ces recommandations, en montrant que l'augmentation de raideur des os synthétiques appareillés par plaque LCP<sup>®</sup> de 12 trous grâce à l'augmentation du nombre de vis n'a plus été significative en compression au delà de 3 vis par fragment et de 4 vis par fragment en torsion [157].

En outre, il semblerait ainsi que le nombre de vis soit un facteur moins influant que la longueur de la plaque concernant la raideur et la résistance en flexion et compression [170-172]. En revanche, le nombre de vis serait le facteur le plus important pour les propriétés mécaniques en torsion [171, 172].

### 3. *Longueur de travail de la plaque*

La longueur de travail de la plaque est définie comme la longueur du segment central de la plaque. Une controverse existe quant à son effet sur la résistance en fatigue et la raideur des plaques verrouillées.

D'un point de vue mécanique, lors d'ostéosynthèse d'alignement, le segment central supporte de fortes charges (absence de partage des charges avec l'os) et peut se déformer en flexion.

Si le segment central est court, les contraintes appliquées sur celui-ci sont élevées et risqueraient d'entraîner une rupture par fatigue précoce de l'implant. Si le segment central est plus long, le même moment de flexion est appliqué sur une distance supérieure de plaque, augmentant la distance de travail de la plaque soumise aux contraintes et dispersant les contraintes sur le segment central (cf. : Figure 18). Le risque de rupture par fatigue de l'implant serait alors minimisé. Stoffel a ainsi montré que sur une perte de substance de 1 mm, l'augmentation de la distance de travail a permis de réduire de 50 à 85% les contraintes appliquées sur la plaque, puisque les forces nécessaires à l'obtention du contact des abouts osseux lors de la flexion ont été moindres [157]. Néanmoins, il n'a obtenu aucune rupture de fatigue pour le nombre de cycles effectués avec différentes longueurs de travail, tout comme une autre étude sur le même modèle synthétique [173].

Mais l'intérêt d'augmenter la distance de travail de la plaque pour la durée de vie de la plaque doit être nuancé en fonction de la longueur initiale de l'écart interfragmentaire.

Si, comme nous venons de le décrire, l'augmentation de la distance de travail serait peut-être bénéfique pour la tenue en fatigue lors d'écarts interfragmentaires limités (1 mm), pour des écarts interfragmentaires plus élevés, elle induirait des effets négatifs sur la durée de vie en fatigue.

Stoffel a ainsi montré que, lors de compression cyclique, l'espérance de vie en fatigue des plaques verrouillées en titane pontant une perte de substance de 6 mm a été diminuée de moitié lors d'omission des 2 vis proches de l'ostéotomie, augmentant la distance de travail de la plaque LCP<sup>®</sup>. Les contraintes de von Mises ont été alors augmentées de 133% sur les vis centrales [157]. En outre, l'omission de ces 2 vis a réduit la raideur en compression et torsion de 64 et 36% [157].

Une autre étude a montré que pour un écart interfragmentaire de 10 mm, l'augmentation de la distance de travail d'une plaque LCP<sup>®</sup> pour vis de 2,4 mm n'aurait aucun effet significatif sur la raideur en compression et la durée de vie en fatigue [174]. De même, une étude sur le même modèle avec des plaques verrouillées pour vis de 4,5 mm a obtenu les mêmes résultats pour des plaques en acier, mais a observé une corrélation significativement positive entre longueur de travail et durée de vie en fatigue et négative entre longueur de travail et raideur en compression pour des plaques en titane [175]. Enfin, une autre étude n'a pas observé de différences significatives de raideur en compression et de durée de vie en flexion cyclique en fonction de la distance de travail, avec des plaques LCP<sup>®</sup> en acier pour vis de 4 mm appareillant un modèle de perte de substance de 8 mm [173].

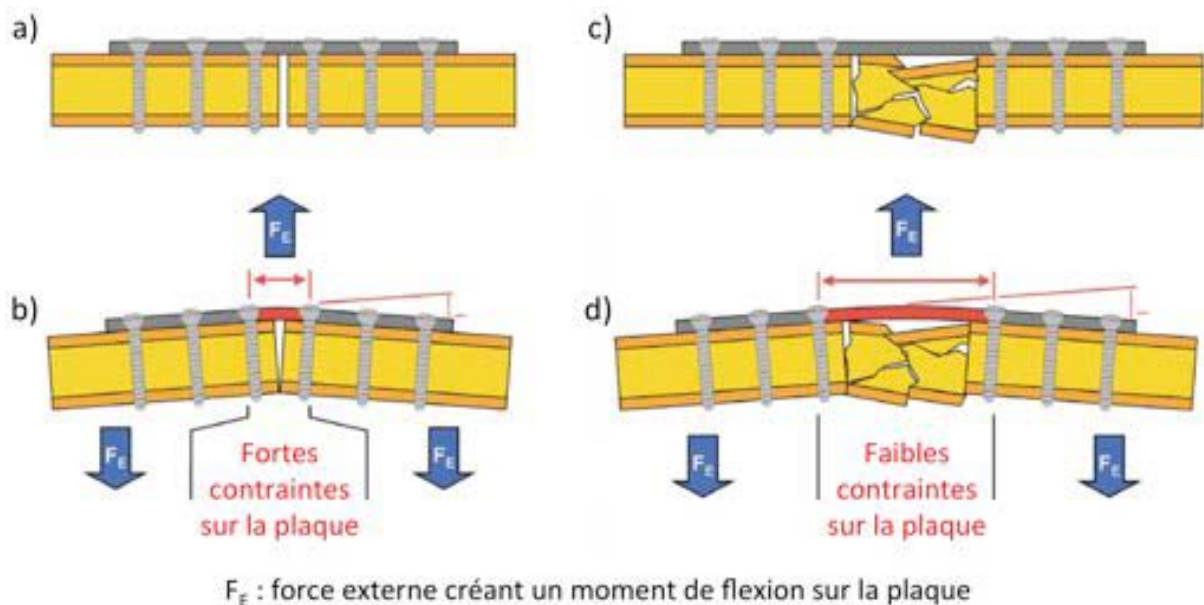
Malgré ces résultats contradictoires, pour l'ostéosynthèse d'alignement des fractures simples ou avec un écart interfragmentaire inférieur à 1 à 2 mm, il est actuellement conseillé d'augmenter de façon limitée la distance de travail de la plaque en laissant au moins 2 à 3 trous vides entre les vis centrales. En revanche, pour les fractures comminutives, qui présentent un écart interfragmentaire supérieur, les trous les plus proches de chaque côté du foyer fracturaire doivent être utilisés [124, 132, 157].

Du point de vue biologique, la longueur du segment central et la méthode de pontage de la fracture sont responsables de la mécanobiologie de la cicatrisation osseuse (cicatrisation primaire, secondaire ou absente).

L'augmentation de la distance de travail lors de faibles écarts interfragmentaires doit être limitée afin de ne pas augmenter excessivement les déformations interfragmentaires [176]. En effet, si la distance de travail est trop importante sur ce type de fracture, la flexibilité de la fixation induit des mouvements interfragmentaires ( $\Delta L$ ) importants. Or la longueur initiale de l'écart interfragmentaire ( $L$ ) étant limitée, les déformations ( $\Delta L/L$ ) risquent de dépasser les valeurs compatibles avec la cicatrisation osseuse (cf. : paragraphe sur les facteurs mécaniques de la cicatrisation).

Au contraire, l'utilisation d'une plaque longue avec un nombre limité de vis aux extrémités osseuses, augmentant la longueur de travail et la flexibilité de la fixation conduira à des mouvements interfragmentaires ( $\Delta L$ ) importants, lors de fracture comminutive avec une longueur d'écart interfragmentaire ( $L$ ) élevée, maintenant ainsi les déformations interfragmentaires ( $\Delta L/L$ ) à des valeurs supérieures à la limite minimale de cicatrisation [152] [176]. Pour cette raison, certains chirurgiens, faisant appel aux techniques de MIPO sur ce type de fracture, se démarquent de l'approche purement mécanique en n'insérant pas de vis à proximité du foyer fracturaire [176].

Au final, le choix de la longueur de travail lors d'ostéosynthèse d'alignement nécessite de trouver un compromis entre une fixation stable dans le temps (absence de rupture par fatigue) et une fixation présentant une raideur compatible avec la cicatrisation osseuse (flexibilité adaptée) et entre une approche mécanique ou une approche mécanobiologique.



**Figure 18 : effet de la distance de travail de la plaque lors d'ostéosynthèse d'alignement, d'après [152] :**

- a) et b) distance de travail faible, entraînant des contraintes élevées sur le segment central de la plaque
- c) et d) distance de travail supérieure, permettant une dispersion des contraintes sur le segment central de la plaque

#### **4. Espace entre la plaque et l'os sous-jacent**

Comme indiqué précédemment, les plaques LCP<sup>®</sup> évitent la compression du périoste rencontrée avec les plaques conventionnelles, en étant positionnée sans contact entre la face inférieure de la plaque et l'os sous-jacent. Gautier a montré qu'une amélioration de la circulation sanguine ne pouvait être observée qu'avec un écart os-plaque supérieur à 1 mm [177].

Mais l'écart de la plaque par rapport à l'axe mécanique neutre de l'os pose la question de l'influence de cet écart sur les performances des plaques et la stabilité de la fixation.

En 2007, une étude sur os synthétiques a répondu à cette question. Les os présentant une perte de substance de 10 mm ont été fixés par des plaques LCP pour vis verrouillées de 5,0 mm, avec 3 vis par fragment. Les plaques ont été éloignées de 0, 2 ou 5 mm par rapport à la surface de l'os et les montages soumis à des essais destructifs en compression axiale et torsion, statique et dynamique. Pour un espace de 5 mm, la charge à rupture en compression axiale et la raideur en compression et torsion statiques et dynamiques ont été significativement diminuées [178].

L'étude de Stoffel a également montré que des os synthétiques présentant une perte de substance de 1 ou 6 mm et appareillés par des plaques LCP<sup>®</sup> avec vis verrouillées monocorticales de 5,0 mm, situées à 2 ou 6 mm de l'os, ont présenté des raideurs en compression et torsion significativement diminuées de 10 à 15% en présence d'un espace de 6 mm [157].

Ces 2 études ont ainsi recommandé un espace maximal de 2 mm entre la plaque verrouillée et l'os sous-jacent.

#### **F. Inconvénients des plaques LCP<sup>®</sup>**

Comme tout implant orthopédique, les plaques LCP<sup>®</sup> présentent des limites, certaines contraintes d'utilisation et des complications spécifiques [132, 137, 146, 179-183].

L'un des inconvénients des vis verrouillées est l'absence de perception de la qualité de l'os par le chirurgien lors de leur serrage, les têtes de vis venant se verrouiller dans les trous.

En outre, au contraire de l'ostéosynthèse par plaque non verrouillée, aucun ajustement de la réduction fracturaire n'est possible une fois qu'une vis est insérée dans chacun des fragments principaux, à moins de retirer ces vis. La réduction, l'alignement, la longueur et la rotation de l'os doivent être parfaitement obtenus avant mise en place de la plaque verrouillée. Ainsi, l'utilisation des plaques verrouillées associée à des techniques de MIPO peut engendrer des taux de défaut d'alignement supérieurs aux techniques de fixation interne conventionnelle avec réduction à foyer ouvert [184].

L'impossibilité de choisir l'angulation des vis verrouillées est un inconvénient concernant uniquement les plaques à angulation fixe, comme les LCP<sup>®</sup>, mais pas les plaques à angulation variable. Lorsque la forme de l'os à traiter n'est pas rectiligne comme la plaque utilisée, les trous les plus périphériques de la plaque peuvent se situer en dehors de la zone d'insertion idéale, ce qui peut conduire à une insertion inadaptée des vis verrouillées dans l'os (en séton, par ex.).

Cet inconvénient a été partiellement résolu par l'introduction de plaques verrouillées anatomiques (prémodélées pour une adaptation à différentes régions anatomiques), essentiellement en orthopédie humaine mais assez peu en orthopédie vétérinaire (plaques pour TPLO, par ex.).

Le modelage des plaques verrouillées par le chirurgien peut résoudre partiellement ce problème, mais reste délicat, au vu du risque de lésion du filetage des trous de la plaque et du défaut de verrouillage consécutif. Les trous de vis de ces plaques anatomiques ne sont pas obligatoirement orientés perpendiculairement à la plaque, pour s'adapter aux contraintes anatomiques de l'os et éviter des effractions articulaires.

Lorsque l'axe des vis verrouillées diffère de l'axe normal d'insertion, c'est-à-dire l'axe du trou perpendiculaire au plan de la plaque, le verrouillage est nettement moins efficace, ce qui altère la stabilité globale du montage. Ainsi, sur les trous combinés des plaques LCP<sup>®</sup>, la force d'expulsion des vis verrouillées diminue de 16,9 à 30,0% et de 62,7 à 77,5% pour des angles de 5° et 10° par rapport à l'axe du trou. La force de flexion à rupture des vis verrouillées diminue de 36,3 à 43,1% et de 50,0 à 61,8% pour des angles de 5° et 10° [185]. Pour limiter le défaut d'angulation des vis verrouillées, il est impératif d'utiliser les guide-mèches de perçage spécifiques, verrouillés dans la plaque.

L'utilisation des plaques LCP<sup>®</sup> comme "fixateurs hybrides" est avantageuse dans certaines situations, mais implique de respecter une règle cruciale : les vis verrouillées doivent être insérées après les vis standard. En effet, le serrage des vis standard provoque un rapprochement du segment osseux fixé, jusqu'à sa butée sous la plaque. Si les vis verrouillées sont serrées en 1<sup>er</sup>, l'implant maintient les fragments dans leurs positions relatives et tout déplacement ultérieur de ceux-ci par les vis standard est impossible, rendant l'effet de compression de la plaque sur l'os par les vis standard totalement inefficace. Lorsqu'une compression interfragmentaire est souhaitée, les vis standard doivent également être insérées avant les vis verrouillées, pour la même raison [152].

En outre, lorsque les vis verrouillées sont serrées en 1<sup>er</sup>, comme tout futur mouvement des fragments osseux devient impossible, le serrage ultérieur des vis standard aura tendance à engendrer des contraintes en cisaillement et flexion sur les vis verrouillées, sur les portions d'os situées entre les vis verrouillées et, si le serrage des vis standard est poursuivi, une destruction du filetage osseux crée lors de leur insertion surviendra vraisemblablement.

Enfin, le retrait des implants peut s'avérer plus difficile avec les plaques verrouillées, lors d'ostéointégration des vis ou de serrage excessif de celles-ci. Ce dernier peut conduire à un soudage à froid de la tête de vis dans la plaque et peut être évité par l'utilisation d'un tournevis limiteur de couple [180, 183].

Certaines complications peuvent survenir avec les plaques LCP<sup>®</sup> en mode verrouillé, dont l'effraction articulaire par les vis verrouillées, plus fréquente qu'avec des vis standard. Elle survient essentiellement lors d'ostéosynthèse en région périarticulaire, à cause de l'axe d'insertion fixe des vis verrouillées. Bien que les plaques anatomiques destinées aux régions périarticulaires prennent en compte ce risque, en présentant un axe des trous combinés non nécessairement perpendiculaire au plan de la plaque, la variabilité anatomique intraspécifique peut conduire à une effraction articulaire.

Les plaques verrouillées appliquées sur des fractures peuvent présenter une rupture en fatigue, lorsque leur distance de travail est insuffisante [175]. Elle survient généralement par initiation de la fracture de la plaque en regard de la partie pour compression dynamique des trous combinés, avant sa propagation vers les bords externes de la plaque [186].

La raideur des plaques verrouillées peut poser problème lors de fracture simple. En cas de distraction lors de la réduction ou de résorption osseuse durant la cicatrisation, la raideur importante des plaques verrouillées peut conduire à un retard de cicatrisation ou une pseudarthrose. Aucun partage des forces entre l'os et l'implant n'est présent et la plaque peut, à terme, présenter une rupture de fatigue, notamment en regard de son segment central.

Les lâchages d'implants sont moins fréquents qu'avec les plaques conventionnelles, grâce à la fixation "en bloc" procurée par le verrouillage (cf. : supra et Figure 15). Le lâchage des implants verrouillés résulte plutôt de rupture de la plaque ou de l'os, alors qu'il provient plutôt de l'arrachement des vis avec les plaques conventionnelles.

Enfin, comme pour toute plaque vissée, indépendamment du type de vis utilisé, des lésions des tissus mous périosteux peuvent survenir, lors d'emploi de vis de longueur excessive et particulièrement pour les vis autotaraudantes et autoforantes.

## **IV. Synthèse bibliographique de la comparaison des plaques verrouillées avec les plaques conventionnelles**

L'étude bibliographique réalisée en préparation de notre étude montre que malgré un nombre important d'études portant sur les plaques verrouillées, il n'existe que peu d'études expérimentales ou cliniques comparant l'effet des vis verrouillées sur les propriétés mécaniques et biologiques des plaques d'ostéosynthèse, par rapport aux vis standard. La plupart du temps, les études s'attachent à comparer différents modèles de plaques entre eux et ne portent que sur un aspect mécanique *in vitro*.

### **A. Résultats expérimentaux comparatifs des plaques verrouillées**

#### **1. Comparaisons mécaniques des plaques verrouillées**

Une recherche bibliographique nous a amené à considérer 29 publications relatant des études expérimentales mécaniques portant sur la comparaison des plaques verrouillées avec des plaques conventionnelles. Elle ont été réalisées sur des plaques isolées, des modèles d'os synthétiques sains ou ostéoporotiques (études *in vitro*), ou sur des pièces cadavériques saines ou ostéoporotiques (études *ex vivo*). Elles ont fait appel à différents types de sollicitations mécaniques de ces spécimens, ce qui a représenté un total de 137 études expérimentales mécaniques examinées.

La méthodologie d'interprétation des études a été la suivante. La raideur des montages a été considérée comme un critère prioritaire. En cas de raideurs statistiquement équivalentes de 2 montages différents, d'autres paramètres (tels que charge et déplacement à la limite élastique ou à la rupture) ont été examinés. En cas de résultats contradictoires, les études ont été considérées comme ne mettant pas en évidence de différence significative.

La synthèse des résultats de ces études se trouve dans le Tableau 5 et leur détail dans l'Annexe 1.

Les tendances qui se dégagent de cette synthèse sont une grande variabilité des conclusions des études, particulièrement sur les os cadavériques sains pour lesquels les conclusions ont hésité entre une supériorité des plaques verrouillées ou une absence de différence avec les plaques conventionnelles. Les résultats des études sur modèles synthétiques d'os sains ont été plus regroupés et ont montré principalement une absence de différence (27 sur 42 études). La moindre dispersion des conclusions pourrait s'expliquer par la moindre variabilité des propriétés des os synthétiques par rapport aux tissus biologiques. De même, avec les modèles synthétiques d'os ostéoporotiques, les conclusions des études ont été regroupées, mais ont convergé plutôt vers une supériorité des plaques verrouillées (10 sur 18 études).

Enfin, les os cadavériques ostéoporotiques ont amené à des conclusions hésitant entre une supériorité des plaques verrouillées ou une absence de différence.

Ainsi, les performances expérimentales des plaques verrouillées par rapport à celles des plaques conventionnelles ont semblé plutôt se révéler sur l'os ostéoporotique.

Concernant la comparaison de montages utilisant les mêmes plaques mais différant uniquement par le type de vis utilisé (verrouillée ou standard), 11 études sur 20 ont conclu à la supériorité mécanique des montages avec vis verrouillées, tandis que 8 sur 20 ont conclu à l'absence de différence avec les vis standard.

Sollicitation	Spécimens		Conclusion des études			Nombre total
			Verr >	Verr =	Verr <	
Flexion	sains	synthétiques	1 (7%)	<b>10 (67%)</b>	4 (27%)	15
		cadavériques	<b>10 (42%)</b>	<b>11 (46%)</b>	3 (13%)	24
	ostéoporotiques	synthétiques	<b>3 (50%)</b>	0	<b>3 (50%)</b>	6
		cadavériques	0	<b>1 (100%)</b>	0	1
Torsion	sains	synthétiques	1 (7%)	<b>9 (64%)</b>	4 (29%)	14
		cadavériques	<b>7 (32%)</b>	<b>10 (45%)</b>	5 (23%)	22
	ostéoporotiques	synthétiques	<b>3 (50%)</b>	2 (33%)	1 (17%)	6
		cadavériques	<b>1 (50%)</b>	<b>1 (50%)</b>	0	2
Compression	sains	synthétiques	2 (15%)	<b>8 (62%)</b>	3 (13%)	13
		cadavériques	<b>11 (42%)</b>	<b>13 (50%)</b>	2 (8%)	26
	ostéoporotiques	synthétiques	<b>4 (67%)</b>	0	2 (33%)	6
		cadavériques	<b>1 (50%)</b>	<b>1 (50%)</b>	0	2

**Légende :** Verr > : supériorité significative des plaques verrouillées  
Verr = : absence de différence significative ou résultats contradictoires  
Verr < : infériorité significative des plaques verrouillées

**Tableau 5 : synthèse bibliographique des comparaisons mécaniques expérimentales des plaques verrouillées avec les plaques conventionnelles (nombre d'études)**

## 2. Comparaisons biologiques et mécaniques des plaques verrouillées

Nous avons recensé seulement 3 publications d'études expérimentales biologiques et mécaniques (études *in vivo* puis *ex vivo*) dans la littérature. Elles sont détaillées dans l'Annexe 2.

Une étude a fait appel à une fracture expérimentale oblique médio-diaphysaire de tibias ovins, fixée par une vis de traction et des plaques DCP® (vis standard bicorticales) ou PC-Fix® (vis verrouillées monocorticales). Elle a montré une résistance en flexion significativement supérieure des tibias cicatrisés avec PC-Fix® à 12 et 96 semaines postopératoires et une ostéopénie sous la plaque uniquement avec les plaques DCP® [187].

Une autre étude s'est intéressée à la relation entre le type de plaque et la survenue d'une infection locale, en utilisant une inoculation de germes à proximité de plaques DCP® ou PC-Fix® fixées par vis monocorticales standard ou verrouillées sur des tibias sains de lapin. A 3 semaines postopératoires, le taux d'infection avec les plaques DCP® a été significativement supérieur à celui des PC-Fix® [140].

Une étude plus récente portant sur une ostéotomie oblique médio-diaphysaire de tibias ovins fixée par une vis de traction et des plaques LCP® équipées de vis standard ou vis verrouillées n'a pas montré de différence significative entre les 2 types de vis à 6 et 12 semaines postopératoires. Les résultats des évaluations radiographiques, mécaniques, micro-radiographiques et histologiques ont été équivalents [188].

Au final, les résultats obtenus avec les plaques verrouillées sur ces 3 études ont été à peine supérieurs à ceux des plaques conventionnelles.

Néanmoins, ces études ont fait appel à des modèles de fractures simples et non des fractures comminutives non restructurables, qui posent plus de problèmes de cicatrisation en situation clinique et permettraient probablement une meilleure discrimination entre les 2 types de plaques.

## B. Résultats cliniques comparatifs des plaques verrouillées

Bien qu'il existe de nombreuses études cliniques portant sur l'utilisation de différents types de plaques verrouillées, très peu d'entre elles se sont intéressées à leur comparaison avec des plaques conventionnelles et aucune en orthopédie vétérinaire. Nous avons dénombré seulement 8 publications (cf. : Annexe 3).

Leurs résultats ont montré la supériorité clinique des plaques verrouillées (4 études sur 8 existantes) ou l'absence de différence avec les plaques conventionnelles (4 sur 8 études).

Cependant, il est impossible d'en tirer des conclusions définitives car ces études n'ont pas utilisé dans leurs critères d'inclusion des patients présentant des fractures comminutives, une ostéoporose ou tout autre situation complexe, mais uniquement des fractures simples. L'avantage théorique des plaques verrouillées est donc difficile à objectiver.

## V. Problématique de l'étude

Comme nous l'avons vu, l'environnement mécanique de la fracture, et particulièrement la stabilité du montage, constitue un facteur crucial de variation de la cicatrisation osseuse, en terme de qualité et de rapidité. En outre, les fractures comminutives qui intéressent particulièrement cette étude sollicitent intensément et précocement les implants utilisés pour leur fixation.



Les implants utilisables pour l'ostéosynthèse biologique des fractures comminutives doivent donc présenter des propriétés mécaniques compatibles, à la fois avec la cicatrisation osseuse et à la fois avec une fixation durable. Les plaques verrouillées, comme les plaques LCP<sup>®</sup>, font partie des implants les plus récents, utilisables dans cette indication.

La stabilité des plaques verrouillées repose sur des mécanismes très différents des plaques conventionnelles. De nombreuses études expérimentales, *ex vivo* et *in vitro*, sur la comparaison biomécanique des plaques conventionnelles avec les plaques verrouillées existent. Néanmoins, elles portent généralement sur la comparaison de plaques différant par de nombreux critères autres que le type de vis utilisé (nature, géométrie et position de la plaque, nombre de vis différent, etc), elles font souvent appel à des os synthétiques et leurs résultats sont parfois contradictoires. Il existe un nombre très limité d'études *in vivo*, comparant la cicatrisation osseuse obtenue avec ces 2 types d'implants et faisant appel à des plaques différentes et à des modèles de fracture simple. Quant au faible nombre d'études cliniques comparatives, elles confrontent bien souvent, là encore, des implants différents et regroupent des fractures et des patients présentant une grande variabilité.

Ces études ont néanmoins permis de formuler des recommandations d'utilisation des plaques LCP<sup>®</sup> verrouillées et d'analyser leurs complications.

Mais la comparaison des propriétés biomécaniques globales et locales de plaques identiques équipées de vis standard ou de vis verrouillées a été très peu étudiée. En outre, l'ostéosynthèse de modèles cadavériques de fracture comminutive a rarement été soumise à une large gamme de sollicitations mécaniques (flexion, torsion, compression). Enfin, la cicatrisation osseuse d'un modèle de fracture comminutive n'a jamais été étudiée par comparaison des plaques conventionnelles avec les plaques verrouillées.

Au final, malgré un nombre important d'études, la littérature fournit peu d'informations quant à l'intérêt des vis verrouillées par rapport aux vis standard, dans la stabilité globale et locale des montages et dans la cicatrisation osseuse de fractures comminutives obtenue grâce à des plaques identiques.

L'importance de ces informations est capitale pour la détermination des implants adaptés à une prise en charge optimale de fractures aussi difficiles à traiter que les fractures comminutives, afin d'obtenir une cicatrisation effective et de diminuer les complications majeures fréquemment associées, telles que retard ou absence de cicatrisation, refracture, infection, ou lâchage d'implants [7] [8, 9].

Nous avons initialement supposé que les montages par plaque LCP<sup>®</sup> verrouillée présentaient un comportement biomécanique différent et qu'ils favorisaient la cicatrisation osseuse, par rapport aux montages par plaque LCP<sup>®</sup> équipée de vis standard.

L'objectif de notre étude a donc été de déterminer l'effet du verrouillage des vis sur la stabilité de l'ostéosynthèse et sur la cicatrisation osseuse. Pour cela, nous avons comparé, d'une part, les propriétés biomécaniques et, d'autre part, la cicatrisation osseuse de tibias ovins *ex vivo* et *in vivo* présentant une perte de substance normalisée, qui constitue un modèle de fracture comminutive. L'ostéosynthèse de ces modèles a été effectuée, de façon standardisée, par plaque LCP<sup>®</sup> équipée soit de vis à tête de verrouillage soit de vis corticales standard.



**2<sup>ème</sup> partie :**  
**étude *ex vivo***



## Résumé

L'objectif de cette partie a été de déterminer l'effet du verrouillage des vis sur les propriétés biomécaniques d'os cadavériques appareillés présentant un modèle de fracture comminutive.

Pour cela, une perte de substance médio-diaphysaire de 5 mm a été créée sur des tibias ovins gauches, prélevés immédiatement après euthanasie. Cette perte de substance a été pontée par une plaque LCP<sup>®</sup> large pour vis de 4,5/5,0 mm, fixée au moyen de 6 vis corticales standard (groupe contrôle) ou de 6 vis verrouillées (groupe expérimental).

Le choix du type de vis utilisé a été déterminé par randomisation, pour les 12 paires de tibias incluses dans l'étude, dont les caractéristiques morphologiques ont été mesurées.

Les propriétés biomécaniques des tibias appareillés et des os controlatéraux de chaque paire ont été déterminées par des essais non destructifs à vitesse quasi-statique, en flexion 4 points, puis, après inclusion des extrémités osseuses dans une résine polyuréthane, en torsion et en compression axiale.

Pour chaque type de sollicitation, la raideur et la raideur relative de chaque tibia appareillé par rapport à son tibia controlatéral a été calculée.

En outre, des broches monocorticales ont été positionnées dans la corticale latérale à proximité de la perte de substance, afin de déterminer les propriétés mécaniques locales des tibias appareillés, lors des essais de flexion et de compression axiale.

L'analyse biomécanique n'a pas montré de différence mécanique significative de l'ostéosynthèse par plaque LCP<sup>®</sup> avec des vis verrouillées par rapport à des vis standard, en flexion et en torsion, en accord avec d'autres études expérimentales.

En revanche, une supériorité de la raideur et de la "raideur locale" des montages avec vis standard, s'accompagnant d'une infériorité de la perte de raideur et des déformations interfragmentaires a été mise en évidence par les essais biomécaniques en compression axiale.

Elle pourrait être liée aux forces de friction entre la plaque et l'os induites par la compression de la plaque sur l'os lors du serrage des vis standard, ainsi qu'à l'excentration en position interne des vis standard, qui induit un blocage axial de l'os.

Cette étude strictement mécanique a été complétée par une étude *in vivo* de la cicatrisation osseuse, qui fait l'objet de la 3<sup>ème</sup> partie de ce mémoire.

## **Introduction**

L'environnement mécanique de la fracture est un facteur important de la cicatrisation osseuse [29, 39-51]. Les propriétés mécaniques du montage fixant la fracture influencent tout particulièrement cet environnement [82, 89-91], d'autant plus lors de fractures comminutives qui sollicitent intensément et précocement les implants utilisés pour leur fixation.

Les implants utilisables pour l'ostéosynthèse biologique des fractures comminutives doivent donc présenter des propriétés mécaniques compatibles, à la fois avec la cicatrisation osseuse et à la fois avec une fixation durable. Les plaques verrouillées, comme les plaques LCP<sup>®</sup>, font partie des implants les plus récents, utilisables dans cette indication [122, 123].

La littérature fait référence à de nombreuses études expérimentales, *ex vivo* et *in vitro*, sur la comparaison biomécanique des plaques conventionnelles avec les plaques verrouillées (cf. : Annexe 1). Néanmoins, elles portent généralement sur la comparaison de plaques différant par de nombreux critères autres que le type de vis utilisé (nature, géométrie et position de la plaque, nombre de vis différent, etc). Elles font souvent appel à des os synthétiques et leurs résultats sont parfois contradictoires.

Au final, malgré le nombre important de ces études, peu d'informations sont disponibles quant à l'intérêt des vis verrouillées par rapport aux vis standard lors de fracture comminutive, dans la stabilité globale et locale de montages obtenus grâce à des plaques identiques.

Nous avons fait l'hypothèse initiale que les montages par plaque LCP<sup>®</sup> verrouillée présentaient un comportement biomécanique différent des montages par plaque LCP<sup>®</sup> équipée de vis standard.

L'objectif de cette partie de notre étude a donc été de déterminer l'effet du verrouillage des vis en comparant les propriétés biomécaniques de tibias ovins cadavériques présentant une perte de substance normalisée, qui constitue un modèle de fracture comminutive. L'ostéosynthèse de ces modèles a été effectuée, de façon standardisée, par plaque LCP<sup>®</sup> équipée soit de vis à tête de verrouillage soit de vis corticales standard.

# **I. Matériels et méthodes**

## **A. Matériels**

### **1. Spécimens**

Douze paires de tibias isolés issus de brebis adultes de race Tarasconnaise, pesant entre 50 et 60 kg ont été incluses dans l'étude. Les tibias ont été prélevés immédiatement après euthanasie, maintenu hydratés par une solution isotonique de NaCl 0,9% (Versol<sup>®</sup>) pendant leur dissection puis congelés à -24°C, entourés d'une alèze imbibée avec une solution isotonique de NaCl 0,9%.

Après avoir vérifié radiographiquement l'absence d'anomalie osseuse et la fermeture des cartilages de conjugaison, l'homogénéité des tibias prélevés a été évaluée en comparant leurs caractéristiques morphologiques, mesurées à l'aide d'un pied à coulisse.

Les tibias ont tous été appareillés par des plaques LCP<sup>®</sup> et divisées en un groupe expérimental (plaques équipées de vis à tête de verrouillage) et un groupe contrôle (plaques équipées de vis corticales standard) de 6 animaux chacun.

Pour cela, une randomisation par blocs a été effectuée par tirage au sort à l'aide d'une table de permutations au hasard à 6 éléments, pour la répartition dans le groupe expérimental (6 animaux) ou le groupe contrôle (6 animaux).

Il a été décidé arbitrairement d'effectuer les ostéosynthèses sur les tibias gauches, les tibias droits servant de contrôle.

### **2. Implants**

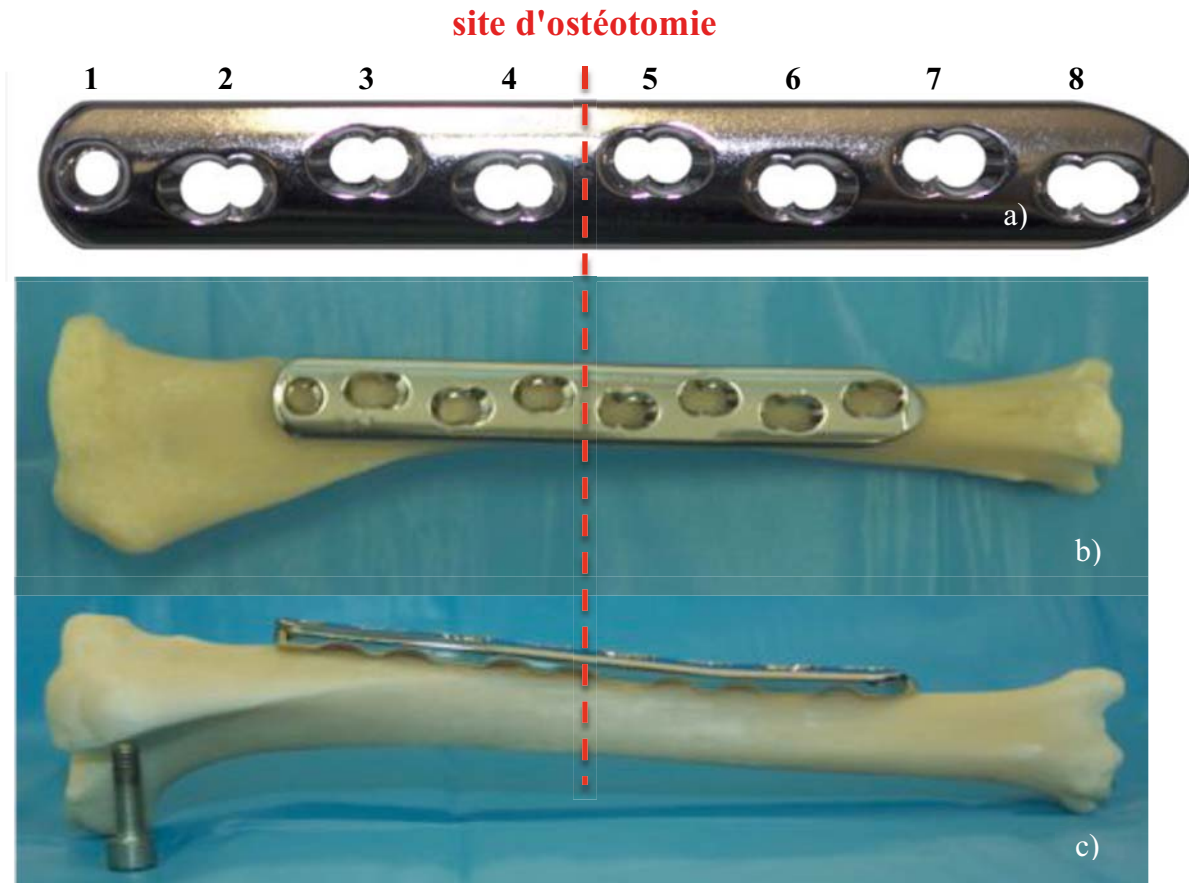
Les implants utilisés ont consisté en des plaques LCP<sup>®</sup> larges pour vis de 4,5/5,0 mm en acier chirurgical 316L (Synthes<sup>™</sup>), comportant 8 trous dont 7 trous combinés et 1 trou combiné compact.

Les plaques ont toutes été prémodélées de façon identique. En cours d'ostéosynthèse, le modelage a pu être légèrement modifié pour s'adapter au mieux à la face médiale de l'os sur laquelle la plaque a été mise en place.

Les 3 premiers et les 3 derniers trous de vis ont été utilisés, soit avec des vis corticales standard autotaraudantes de 4,5 mm de diamètre, soit avec des vis à tête de verrouillage autotaraudantes de 5,0 mm de diamètre (cf. : Figure 10). Les empreintes des têtes de vis ont été choisies hexagonales pour les 2 types de vis.

Les vis et les trous ont été numérotés de 1 à 8 depuis la partie proximale de la plaque vers la partie distale.

L'intertrou entre les trous 4 et 5 a été positionné en regard de la perte de substance et le trou combiné compact positionné proximale pour accueillir la vis 1 (cf. : Figure 19).



**Figure 19 : photographies de plaque de compression à verrouillage (LCP<sup>®</sup>) large pour vis de 4,5/5,0 mm à 8 trous et de la position du site d'ostéotomie :**

- a) plaque isolée avec numérotation des trous**
- b) vue médiale de la plaque modelée, positionnée sur un tibia ovin sec**
- c) vue crâniale de la plaque modelée, positionnée sur un tibia ovin sec**

### **3. Machines d'essais biomécaniques et instruments de mesure**

#### **Instron<sup>™</sup> ElectroPuls E1000<sup>®</sup> :**

Cette presse électromécanique a été utilisée pour les essais en torsion quasi-statique. La commande de la machine et l'enregistrement des données issues de la machine ont été effectués grâce à un logiciel spécifique (Instron<sup>™</sup> Console<sup>®</sup>). La conception des méthodes d'essai a été réalisée grâce à un logiciel spécifique (Instron<sup>™</sup> Wavematrix<sup>®</sup>). La presse a été équipée d'une cellule de force d'une capacité de 2 kN et d'une sensibilité de 0,5% entre 1% et 100% de la capacité (Instron<sup>™</sup> Dynacell<sup>®</sup>). La fréquence d'acquisition des données au cours des essais a été fixée à 10 Hz. La machine a subi un étalonnage officiel par le fabricant avant les essais.

#### **MTS<sup>™</sup> 10/MH<sup>®</sup> :**

Cette presse électromécanique a été utilisée pour les essais en flexion 4 points et compression axiale quasi-statiques.



La commande de la machine, l'enregistrement des données issues de la machine et la conception des méthodes d'essai ont été effectués grâce à un logiciel spécifique (MTS<sup>TM</sup> Testworks<sup>®</sup>).

La presse a été équipée d'une cellule de force d'une capacité de 1 kN utilisée pour les essais non destructifs ou d'une cellule de force d'une capacité 50 kN pour les essais destructifs.

La fréquence d'acquisition des données a été fixée à 10 Hz au cours des essais de flexion 4 points et de compression axiale.

La machine a subi un étalonnage officiel par le fabricant avant les essais.

#### **Couplemètre non rotatif (Scaime<sup>TM</sup> DF30<sup>®</sup>) :**

Ce capteur, utilisé lors des essais en torsion quasi-statique, possède une étendue de mesure de  $\pm 10$  N.m, une précision de  $\pm 0,2\%$  soit 0,02 N.m et une sortie en tension.

Le signal de sortie a été amplifié et filtré par un conditionneur de signal analogique (SCAIME<sup>TM</sup> CPJ<sup>®</sup>). Ce dernier possède une précision de 0,05% et est équipé d'un filtre passe-bas à 10 Hz. Le conditionneur a été alimenté par une alimentation de laboratoire à 24 V et a alimenté lui-même le couplemètre à 10 V.

L'étalonnage du couplemètre a été effectué par nos soins avant les essais (cf. : infra).

#### **Inclinomètre (TME<sup>TM</sup> PMPS 20L<sup>®</sup>) :**

Ce capteur d'inclinaison sans contact, à principe magnéto-résistif, a été utilisé lors des essais en torsion quasi-statique. Il a mesuré la rotation de la partie mobile du spécimen, la plus proche de la presse. Il possède une étendue de mesure de  $\pm 20^\circ$  et une sortie en tension. Il a été alimenté par une alimentation de laboratoire à 8 V.

L'étalonnage de l'inclinomètre a été effectué par nos soins avant les essais (cf. : infra).

#### **Micromètre à balayage laser (Keyence<sup>TM</sup> LS-3100<sup>®</sup>) :**

Ce capteur, utilisé lors des essais en flexion 4 points et compression quasi-statique, a mesuré la distance entre 2 points de repère positionnés à proximité du foyer fracturaire.

Il est équipé d'une tête de mesure (Keyence<sup>TM</sup> LS-3060R<sup>®</sup>).

Celle-ci possède une étendue de mesure de 0,8 à 60 mm, une précision de  $\pm 3$   $\mu$ m, une résolution de 0,1  $\mu$ m et permet des mesures jusqu'à une fréquence de 400 Hz.

L'étalonnage du micromètre a été effectué par nos soins avant les essais (cf. : infra).

L'acquisition des données issues des capteurs extérieurs à la machine (couplemètre, inclinomètre et micromètre laser) a été réalisée par un système d'acquisition (Kyowa<sup>TM</sup> PCD-320A<sup>®</sup>) qui permet de mesurer une variation de tension. L'acquisition a été synchronisée avec la presse Instron<sup>TM</sup> grâce à une sortie numérique 0-5V.

## **4. Matériel d'imagerie médicale**

Les radiographies numériques ont été effectuées à l'aide d'un générateur de rayons X (Siemens<sup>TM</sup> Opti<sup>®</sup> 150/30/50C-100) fixé sur une table de radiologie médicale.

Les cassettes (Fujifilm Medical Systems<sup>TM</sup> IP Cassette Type C<sup>®</sup>) ont été numérisées par un lecteur de plaques photostimulables (Fujifilm Medical Systems<sup>TM</sup> FCR 5000R<sup>®</sup>).

Les interprétations ont été réalisées à partir d'une station d'analyse de radiographie numérique grâce à un logiciel spécifique (Fujifilm Medical Systems<sup>TM</sup> ViewPix<sup>®</sup>).

## **B. Méthodes**

### **1. Mesures morphologiques**

La longueur totale et les diamètres crâniocaudal et latéromédial des tibias ont été mesurés à l'aide d'un pied à coulisse.

La longueur totale a été définie par la longueur entre l'éminence intercondylienne médiale et le bord distal de la malléole médiale. Les diamètres crâniocaudal et latéromédial ont été définis par le diamètre externe de l'os en regard de l'isthme tibial (diamètre minimal de l'os).

### **2. Création du modèle de fracture et ostéosynthèse**

Les interventions ont été réalisées après environ 12h de décongélation des os dans une solution isotonique de NaCl 0,9%, à température ambiante (21°C, maintenue constante par un climatiseur). Le chirurgien a été le même pour toutes les interventions.

Le centre articulaire proximal (partie caudale de l'articulation du grasset) et le centre articulaire distal (milieu de l'articulation du jarret) ont été repérés visuellement. Le milieu du segment joignant ces 2 repères, représentant le site d'ostéotomie choisi, a ensuite été mesuré à l'aide d'une règle et marqué sur l'os.

Un marquage longitudinal traversant le site d'ostéotomie a été réalisé sur la corticale caudale à la scie oscillante afin de vérifier ultérieurement l'alignement rotationnel du tibia. Le prémodelage de la plaque a pu être modifié, si nécessaire, afin de s'adapter à la géométrie de l'os. La plaque a été positionnée sur l'os par manipulation grâce à 2 guides-mèches LCP® et maintenue à l'aide d'un davier-réducteur de Lambotte, de telle sorte que l'intertrou entre les trous 4 et 5 soit situé en regard du site d'ostéotomie.

Ces différents repères ont permis de garantir que la perte de substance soit toujours positionnée au centre de la diaphyse tibiale et de la plaque, quel que soit le spécimen.

#### **Ostéosynthèse par vis corticales standard :**

Le trou de vis 1 a été percé en position centrée à l'aide d'un guide-mèche universel 4,5/3,2 (Synthes™) et la vis 1 insérée au travers de la plaque sans la serrer complètement, afin de conserver la position relative de la plaque sur l'os pendant les étapes ultérieures.

Une rotation caudale de la plaque a été effectuée afin de permettre l'accès à la diaphyse.

Le modèle de perte de substance a été créé par une ostéotomie médiadiaphysaire transverse. Cette dernière a été réalisée à l'aide d'une scie oscillante (Aesculap™ GA623®) équipée d'une lame de longueur 35 mm, largeur 20 mm et épaisseur 0,5 mm (Aesculap™ GC636R®), permettant de créer une ostéotomie d'épaisseur 0,8 mm. La section osseuse a été effectuée sous irrigation continue par une solution isotonique de NaCl 0,9%, afin d'éviter toute nécrose thermique de l'os.

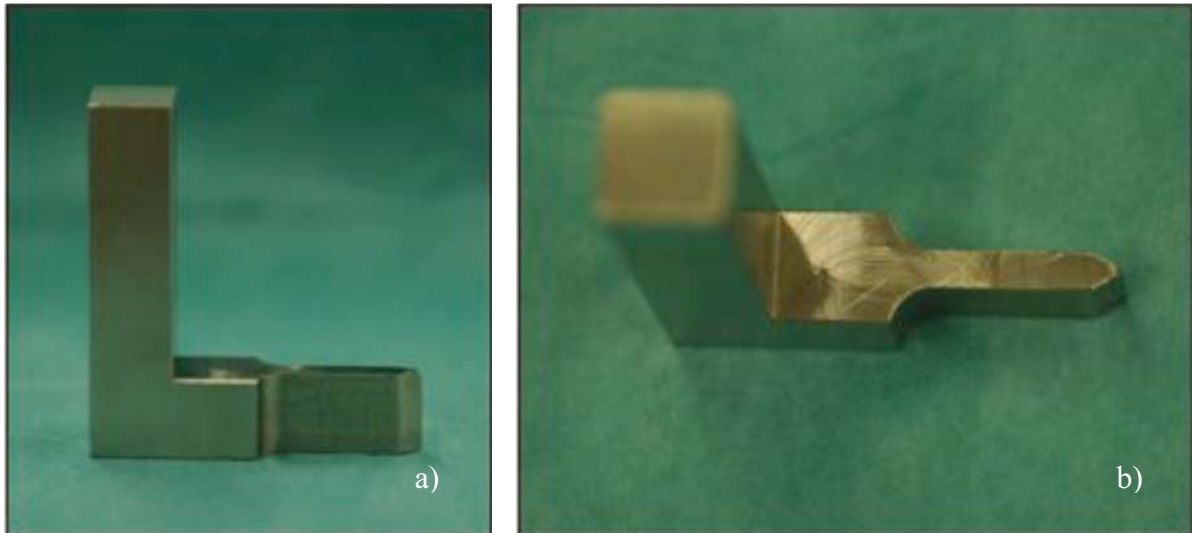
L'ostéotomie médiadiaphysaire transverse a été effectuée de façon standardisée, la lame de scie oscillante étant orientée perpendiculairement à la diaphyse.

La plaque a été repositionnée sur la diaphyse. Un écartement du foyer d'ostéotomie sur une longueur de 5 mm a été effectué de façon standardisée à l'aide d'une pièce d'écartement spécialement conçue pour cette étude, positionnée crânialement dans le site d'ostéotomie (cf. : Figure 20 et Figure 49 de la partie 3).

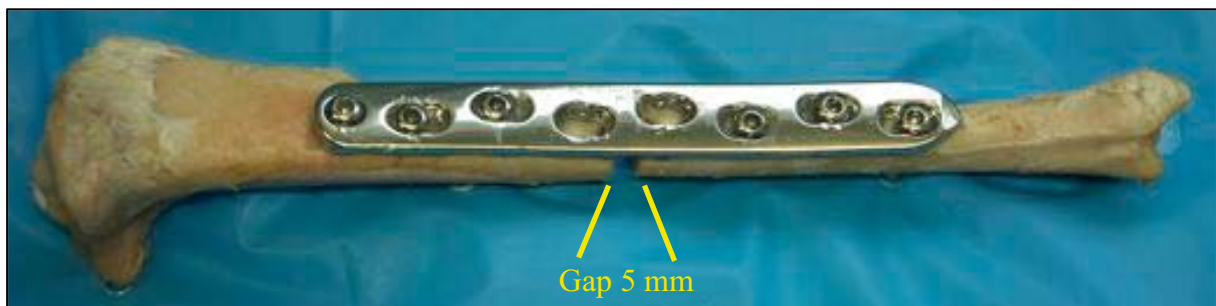
La fracture a été réduite et la réduction maintenue par mise en place du davier-réducteur de Lambotte et d'un ou 2 daviers-réducteurs crantés autour de la plaque et de l'os. L'alignement axial et rotationnel du tibia a été vérifié et corrigé au besoin.

Le trou de vis 8 a été percé en position centrée et la vis 8 insérée en position neutre au travers de la plaque. Après perçage sous irrigation continue par une solution isotonique de NaCl 0,9% avec le guide-mèche placé en position excentrée du côté de la perte de substance (côté interne), les autres vis (2, 3, 6 et 7) ont été insérées dans la partie pour compression dynamique des trous combinés.

Finalement, la pièce d'écartement a été retirée (cf. : Figure 21).



**Figure 20 : photographies de la pièce d'écartement conçue pour cette étude :**  
a) vue latérale                      b) vue supérieure



**Figure 21 : photographie d'un tibia appareillé obtenu après création de la perte de substance de 5 mm et ostéosynthèse par plaque LCP® équipée de vis standard**

#### **Ostéosynthèse par vis à tête de verrouillage :**

Le déroulement des étapes a été le même que pour les vis corticales standard. Cependant, les vis à tête de verrouillage ont été insérées après utilisation du guide-mèche LCP® spécifique, vissé dans la plaque. En outre, la mèche utilisée a présenté un diamètre de 4,3 mm et les vis à tête de verrouillage un diamètre de 5,0 mm

Toutes les vis ont été mises en place avec un tournevis limiteur de couple à 4 N.m (Synthes<sup>TM</sup>). Cela a permis une standardisation du serrage de toutes les vis et évité le soudage à froid des têtes de vis dans la plaque pour les vis à tête de verrouillage.

Les vis ont été mises en place de façon symétrique par rapport à l'écart interfragmentaire créé et toujours dans le même ordre (1, 8, 2, 7, 3, puis 6). Les trous de vis ont été percés sous irrigation continue par une solution isotonique de NaCl 0,9%, afin d'éviter toute nécrose thermique de l'os. Les longueurs des différentes vis ont été consignées pour chaque trou de plaque et chaque tibia opéré.

Les plaques ont été positionnées au contact de l'os, quel que soit le type de vis utilisé. Dans le cas des vis corticales standard, la plaque a été écrasée sur l'os par serrage des vis afin de fournir la friction os/plaque nécessaire à la tenue de la plaque. Dans le cas des vis à tête de verrouillage, la plaque a simplement été posée au contact de l'os.

### 3. *Évaluation radiographique après ostéosynthèse*

Des radiographies du tibia opéré, selon des incidences médiolatérale et crâniocaudale, ont été réalisées après ostéosynthèse, pour vérification du positionnement des implants, de l'alignement du tibia et de la longueur initiale de l'espace interfragmentaire. Elles ont été accompagnées de radiographies du tibia controlatéral (sain).

Les constantes radiographiques et la distance entre la source de rayons X et la cassette ont été déterminées sur des radiographies préliminaires et toujours identiques pour toutes les radiographies sur les différents tibias.

### 4. *Étalonnage des différents capteurs utilisés pour les essais biomécaniques*

#### 5. *Étalonnage du couplemètre*

Le couplemètre Scaime<sup>TM</sup> DF30<sup>®</sup> a été étalonné au laboratoire en lui appliquant différents couples et en mesurant la tension de sortie correspondante (cf. : Figure 22). Les couples, appliqués à l'aide de différents poids en laiton de masse et de dimensions connues, ont été calculés à l'aide de la formule suivante (2).

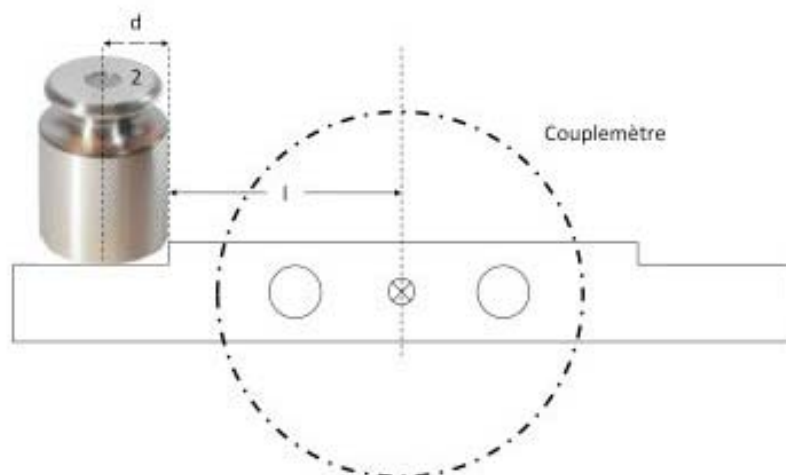


Figure 22 : illustration du principe de l'étalonnage du couplemètre

$$C = F \times \left( l + \frac{d}{2} \right) \quad (2)$$

Avec : C : couple appliqué sur le couplemètre (N.m)

F : force appliquée sur la barre (N) égale à la masse posée sur la barre (kg) x 9,81

l : longueur depuis le centre de la barre jusqu'au décrochement ( $74,5 \times 10^{-2}$  m)

d : diamètre du poids posé sur la barre (m)

Les résultats des différentes mesures ont permis de tracer la courbe représentant le couple en fonction de la tension lue (cf. : Annexe 4). Une régression linéaire a été effectuée afin de déterminer la correspondance entre ces 2 variables :

$$\text{Couple (N.m)} = 0,0002420427 \times \text{Tension (mV)} - 0,0147914960 \quad (3)$$

Avec  $r^2 = 1,00$

#### **a) Étalonnage de l'inclinomètre**

L'inclinomètre TME<sup>TM</sup> PMPS 20L<sup>®</sup> a été étalonné au laboratoire en le déplaçant selon différents angles connus et en mesurant la tension de sortie correspondante.

Les résultats des différentes mesures ont permis de tracer la courbe représentant l'angle en fonction de la tension lue (cf. : Annexe 5). Une régression linéaire a été effectuée afin de déterminer la correspondance entre ces 2 variables :

$$\text{Angle (°)} = -0,0032185790 \times \text{Tension (V)} + 127,6217543175 \quad (4)$$

Avec  $r^2 = 1,00$

#### **b) Étalonnage du micromètre à balayage laser**

Le micromètre à balayage laser Keyence<sup>TM</sup> LS-3100<sup>®</sup> a été étalonné au laboratoire en le configurant pour la mesure de différentes distances entre 2 broches d'écartement connu et en mesurant la tension de sortie correspondante.

Les résultats des différentes mesures ont permis de tracer la courbe représentant la distance entre les 2 broches en fonction de la tension lue (cf. : Annexe 6). Une régression linéaire a été effectuée afin de déterminer la correspondance entre ces 2 variables :

$$\text{Distance (mm)} = 5E-04 \times \text{Tension (V)} + 30 \quad (5)$$

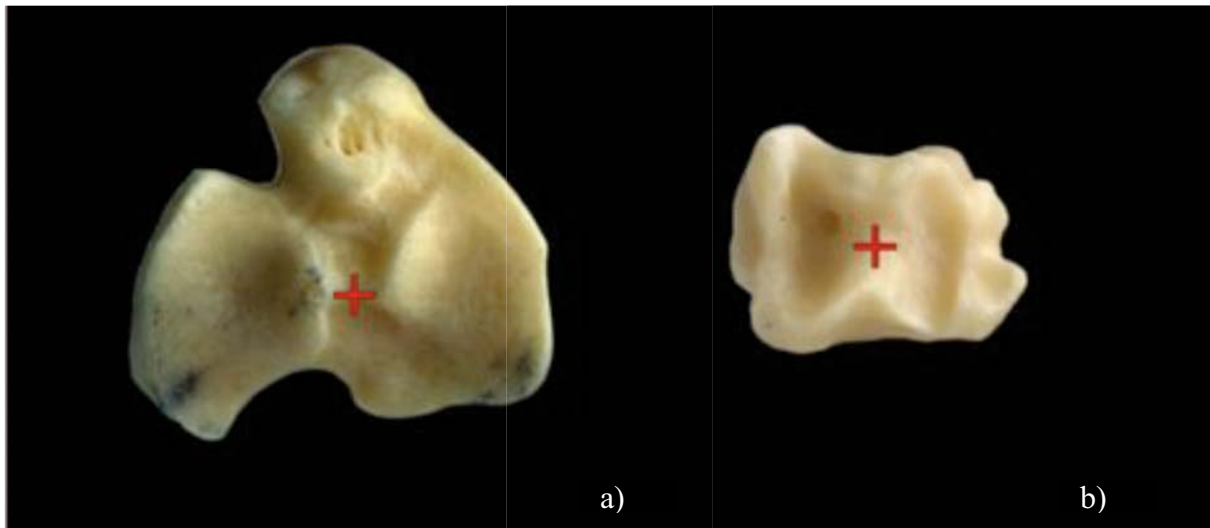
Avec  $r^2 = 1,00$

## 6. Inclusion en résine des extrémités osseuses des spécimens

L'inclusion des extrémités osseuses a été réalisée après les essais en flexion 4 points. Son but a été d'obtenir des socles de résine dans lesquels les centres articulaires ont été centrés et dont le plan s'est trouvé perpendiculaire à l'axe mécanique des tibias.

L'axe mécanique du tibia a été défini comme la droite reliant le centre de la partie tibiale de l'articulation fémorotibiale (grasset) proximale et le centre de la partie tibiale de l'articulation tibiotalienne (jarret) distale, en faisant l'hypothèse d'une répartition homogène des forces articulaires sur les surface articulaires.

Le centre articulaire proximal a été défini comme le milieu de la crête située caudalement à l'aire intercondylienne centrale (délimitée par les éminences intercondyliennes médiale et latérale) (cf. : Figure 23a). Le centre articulaire distal a été défini comme le centre du relief situé entre les 2 gorges, médiale et latérale, de la cochlée tibiale (cf. : Figure 23b).



**Figure 23 : illustration des points définissant l'axe mécanique d'un tibia gauche :**  
**a) centre de l'articulation du grasset      b) centre de l'articulation du jarret**

L'inclusion en résine a été effectuée à l'aide d'une potence spécifiquement conçue pour l'étude, possédant un système de coffrage démontable sur sa partie inférieure et permettant d'obtenir des blocs de résine parallélépipédiques de 10 cm de côté (cf. : Figure 24).

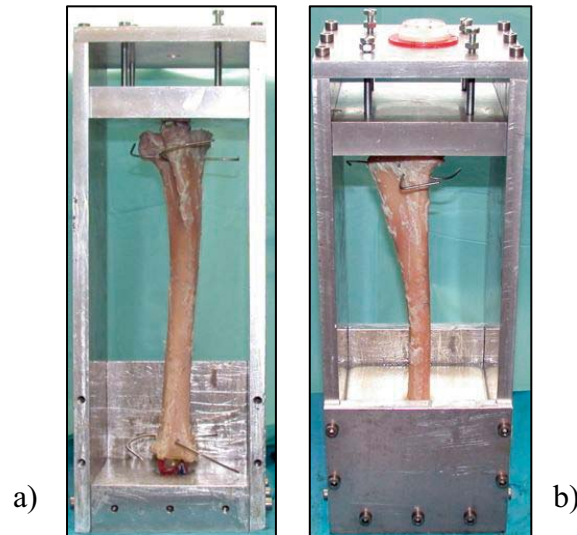
Après repérage des centres articulaires proximal et distal, un pré-trou a été foré en regard de ces centres à l'aide d'une broche de 1,5 mm de diamètre, avant de délimiter la limite circulaire du fraisage ultérieur à l'aide d'une scie-cloche centrée sur le pré-trou, sur une profondeur de quelques mm. Les reliefs gênants ont été coupés à la scie oscillante, perpendiculairement à l'axe du tibia. Enfin, un trou de 24 mm de diamètre a été foré à l'aide d'une fraise à cotyle.

Une balle de centrage en caoutchouc de 21 mm de diamètre a été introduite dans la cavité distale de l'os, permettant de positionner la partie distale de l'axe mécanique tibial au centre du système de coffrage situé à la base de la potence, celui-ci étant équipé d'un relief dans lequel la balle s'est adaptée spontanément et parfaitement.

Une autre balle de centrage équivalente a été positionnée dans la cavité proximale, permettant de placer la partie proximale de l'axe mécanique au centre du plafond de la

potence, celui-ci étant équipé d'un relief identique à celui de la base. Le plafond a été équipé d'un niveau de surface autorisant son positionnement horizontal et d'un système de réglage de sa hauteur.

De cette façon, le tibia a donc été bloqué dans une position où son axe mécanique a été parfaitement vertical et donc parfaitement perpendiculaire aux plans des blocs de résine après solidification de cette dernière. En outre, les centres articulaires ont été positionnés au centre du système de coffrage de la potence.



**Figure 24 : photographies de la potence utilisée lors de l'insertion des broches :**  
**a) coffrage de la potence ouvert et tibia positionné avant son inclusion**  
**b) résine polyuréthane en cours de solidification autour de l'extrémité distale d'un tibia**

Un agent de démoulage liquide, non siliconé, a été utilisé afin de faciliter le retrait des spécimens hors de la potence (DIL<sup>TM</sup> DEM 33<sup>®</sup>). La résine choisie a consisté en une résine polyuréthane liquide, polymérisant en quelques minutes et présentant d'excellentes propriétés mécaniques (Huntsman<sup>TM</sup> Rencast FC52<sup>®</sup>).

L'inclusion a été réalisée en conservant toujours la même distance libre d'os afin de minimiser les différences entre les spécimens issus de brebis différentes. Ainsi, la résine a été coulée à 10 mm des extrémités de la plaque pour l'inclusion des parties distale et proximale du tibia (cf. : Figure 25).

A l'issue de la solidification de la résine, la longueur libre des tibias a été mesurée à l'aide d'un pied à coulisse. Elle a été définie comme la longueur entre les 2 socles de résine.

## **7. Essais biomécaniques non-destructifs *ex vivo* sur l'os appareillé et l'os controlatéral**

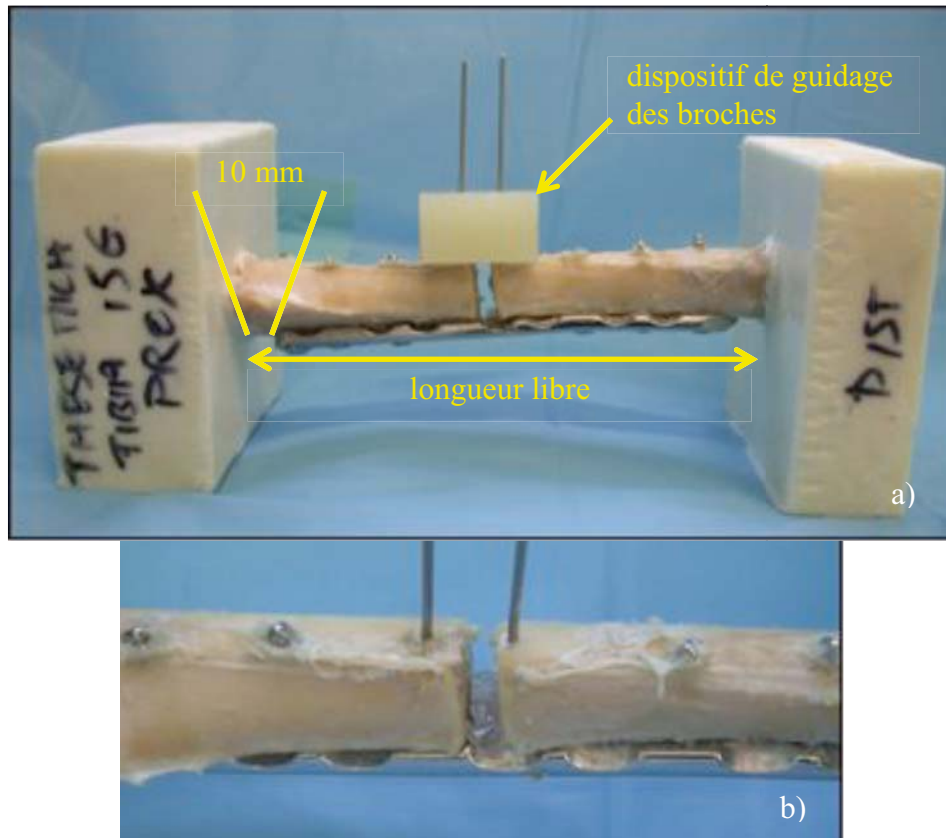
### **a) Conditions des essais mécaniques**

Les mesures des propriétés mécaniques des os appareillés ont été effectuées immédiatement après réalisation des montages et celles des os controlatéraux, servant de contrôle, après décongélation effective à température ambiante (environ 12h après sortie du congélateur).



Les os ont été maintenus hydratés pendant toute la durée des essais biomécaniques, emballés dans des compresses imbibées avec une solution isotonique de NaCl 0,9%.

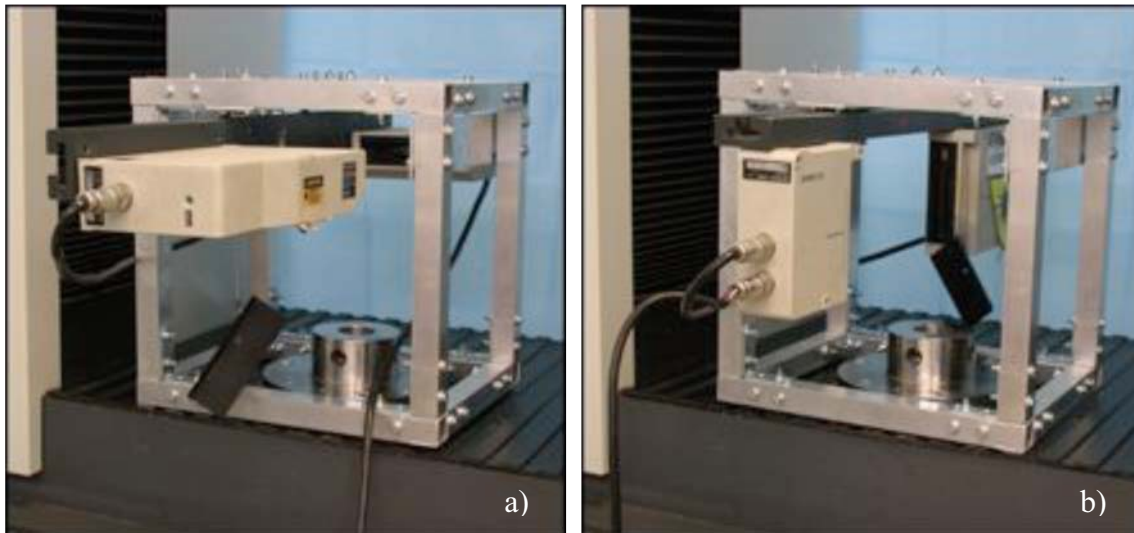
Concernant les essais en flexion et compression quasi-statique sur les os appareillés, 2 broches monocorticales de diamètre 1,5 mm ont préalablement été insérées sous contrôle radioscopique, à 2,5 mm de part et d'autre de l'espace interfragmentaire, sur la corticale latérale. Leur insertion a été standardisée à l'aide d'un dispositif de guidage spécialement conçu pour cette étude (cf. : Figure 25).



**Figure 25 : insertion latérale des broches à proximité de l'espace interfragmentaire :**  
**a) photographie du dispositif de guidage utilisé lors de l'insertion des broches et illustration de la longueur libre et de l'écartement entre plaque et résine**  
**b) photographie en vue rapprochée des broches proches de l'espace interfragmentaire**

La mesure continue de la distance séparant ces broches en cours d'essai a été effectuée à l'aide du micromètre à balayage laser Keyence<sup>™</sup> LS-3100<sup>®</sup>, dont la position a été maintenue à l'aide d'un support spécialement conçu pour cette étude (cf. : Figure 26 et Figure 27).





**Figure 26 : photographies du micromètre à balayage laser et de son support, posés sur le bâti de la presse électromécanique MTS™ 10/MH® :**

**a) position horizontale du micromètre (pour flexion 4 points)**

**b) position verticale du micromètre (pour compression axiale)**

Le rapprochement des broches, correspondant au rapprochement interfragmentaire sur la corticale latérale, a été calculé :

$$Rapprochement = L(t_0) - L(t) \quad (6)$$

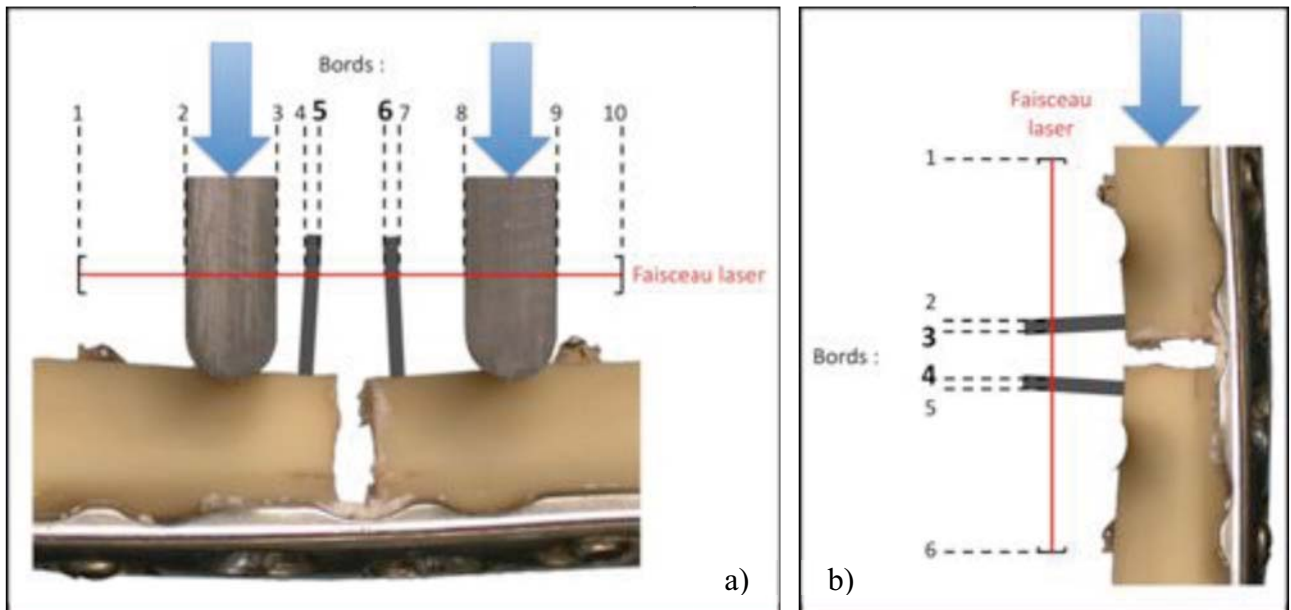
Avec :  $L(t_0)$  /  $L(t)$  : distance entre les bords internes des broches entourant la partie latérale de l'espace interfragmentaire en début d'essai / à un instant  $t$

La déformation interfragmentaire longitudinale latérale a également été calculée par la formule suivante :

$$\epsilon_{lat} = \frac{L(t_0) - L(t_{max})}{L(t_0)} \quad (7)$$

Avec :  $\epsilon_{lat}$  : déformation interfragmentaire longitudinale latérale

$L(t_0)$  /  $L(t_{max})$  : distance entre les bords internes des broches entourant la partie latérale de l'espace interfragmentaire en début d'essai / au sommet de la charge



**Figure 27 : illustrations de la configuration du micromètre à balayage laser pour mesures :**  
**a) lors de flexion 4 points**      **b) lors de compression axiale**

Les sollicitations ont été toujours réalisées selon le même ordre :

- ① Essai en flexion 4 points
- ② Inclusion en résine
- ③ Essai en torsion
- ④ Essai en compression axiale

Pour chaque essai non destructif, 4 cycles de charge-décharge séparés par des pauses de 5 s ont été réalisés. Avant chaque type de sollicitation, un resserrage éventuel des vis a été effectué à l'aide du tournevis limiteur de couple à 4 N.m, dans le même ordre que l'insertion des vis.

### **b) Flexion 4 points**

La ligne de charge en flexion 4 points de la presse MTS<sup>TM</sup> 10/MH<sup>®</sup> a été constituée d'un étrier reliant la cellule de force de la traverse de la presse à la barre d'appui supérieure. Cet étrier a été doté d'une liaison pivot permettant une bascule de la barre d'appui supérieure portant les poinçons intérieurs. La force exercée par la presse a été ainsi appliquée simultanément par les poinçons sur l'os, libre de rotation et de translation dans le plan horizontal.

La barre d'appui inférieure, encastée sur le bâti de la presse électromécanique, a supporté les poinçons extérieurs, sur lesquels reposaient les spécimens à évaluer.

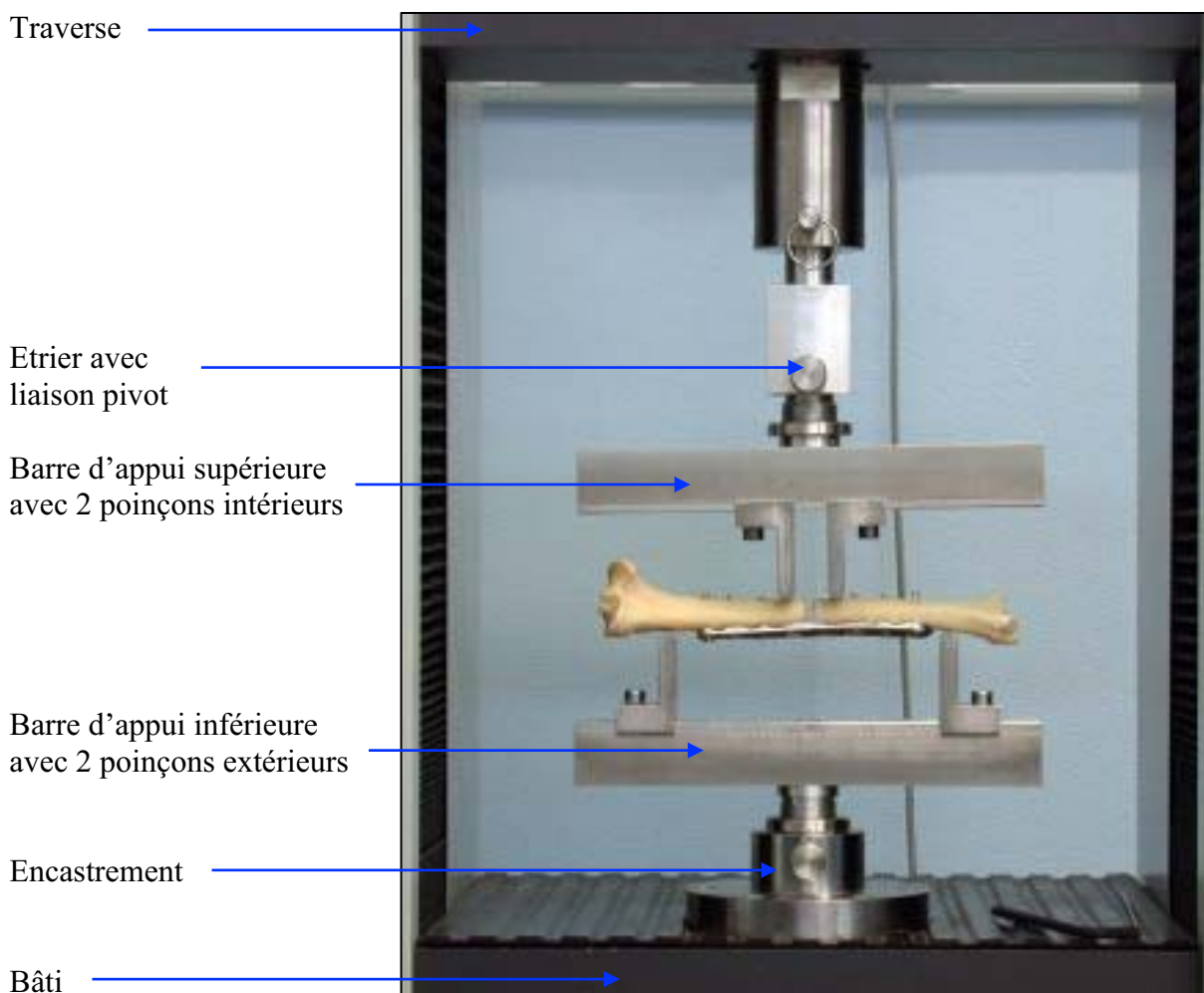
La ligne de charge a été conçue pour une conservation de la même distance entre les 2 appuis intérieurs (portée interne de 30 mm) et entre les 2 appuis extérieurs (portée externe de 170 mm). Le site d'ostéotomie (os appareillés) ou le milieu de la diaphyse (os controlatéraux) a été centré entre les appuis intérieurs et la partie proximale du tibia toujours positionnée du côté gauche (cf. : Figure 28).

La position du micromètre à balayage laser Keyence™ LS-3100® a été ajustée pour établir son horizontalité et placer les broches dans le faisceau (cf. : Figure 29).

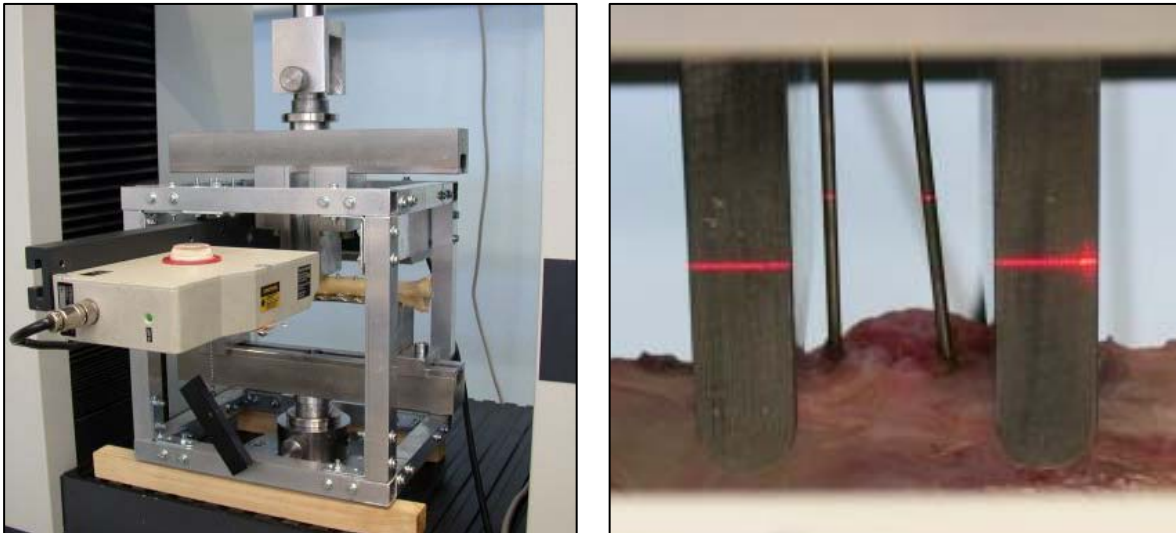
La presse électromécanique a été commandée en déplacement, avec une vitesse de déplacement de la traverse de 1 mm/mn, afin de se situer dans le domaine de la mécanique quasi-statique. La charge maximale a été fixée à 440 N pour les os appareillés et les os controlatéraux et la flexion appliquée sur la face latérale en direction latéromédiale.

Après mise en contact des 2 poinçons supérieurs sur l'os, une précharge d'environ 40 N a été appliquée. Le déplacement et la charge ont alors été tarés, préalablement à l'essai.

Les données issues de la presse (charge, déplacement vertical de la traverse) et du micromètre à balayage laser (distance entre les broches à proximité du foyer fracturaire) ont été enregistrées avec une fréquence d'acquisition des données fixée à 10 Hz.



**Figure 28 : photographie du banc de flexion 4 points en cours de fonctionnement sur un tibia appareillé**



**Figure 29 : photographie du banc de flexion 4 points et du micromètre laser lors d'un essai sur un tibia présentant un cal osseux, encadré par 2 broches pointées par le laser**

### **c) Torsion**

La ligne de charge en torsion de la presse Instron<sup>TM</sup> ElectroPuls E1000<sup>®</sup> a été constituée d'un assemblage de 2 liaisons glissières et d'une rotule, interposé entre la cellule de force du vérin de la presse et la barre de liaison et permettant la transmission de la force exercée par le vérin à la barre de liaison.

Les liaisons glissières ont consisté en des glissières linéaires à billes composées d'un chariot autolubrifiant LWL9-C1H<sup>®</sup> équipé d'une cage à billes inox, glissant sur un rail de guidage (IKO<sup>TM</sup> LWL9-120<sup>®</sup>). Elles ont permis un mouvement dans le plan horizontal.

La barre de liaison a été reliée au socle mobile de fixation de la résine par un roulement à billes combiné, radial et axial.

Le guidage a donc été réalisé par une liaison pivot glissant permettant d'appliquer un couple de torsion extérieur sans couplage en traction-compression. La force exercée par la presse a ainsi été convertie en moment de torsion, appliqué autour de l'axe passant par les centres articulaires des tibias. Ce système isostatique, a garanti le fonctionnement du dispositif sans couplage ni surcontrainte "parasites", ainsi que la constance du couple appliqué.

Enfin, le socle de fixation de la résine située à l'autre extrémité des tibias a été encastré sur le banc de torsion.

Les tibias, dont les extrémités ont été incluses dans des socles de résine, ont été positionnés par verrouillage des socles de résines dans les socles de fixation, à l'aide de tiges filetées et d'écrous (cf. : Figure 30).

L'axe de torsion des tibias a été choisi comme l'axe mécanique des tibias (passant par les centres articulaires donc par le centre des blocs de résine).

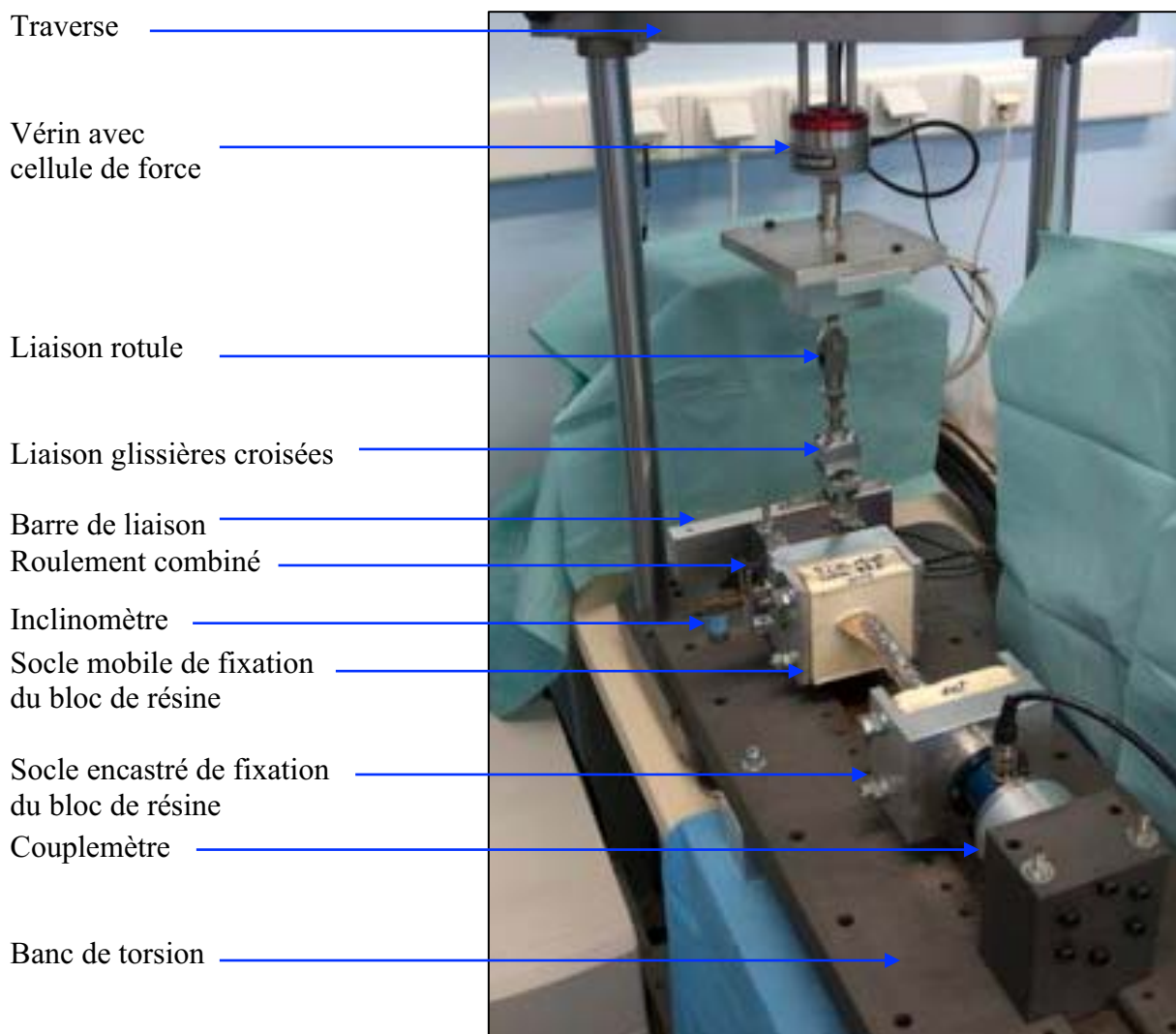
Le couplemètre Scaime<sup>TM</sup> DF30<sup>®</sup> a été fixé à l'extrémité encastrée du dispositif, alors que l'inclinomètre TME<sup>TM</sup> PMPS 20L<sup>®</sup> ou SENSOREX<sup>TM</sup> SX41142<sup>®</sup> a été fixé à l'extrémité mobile du dispositif.

La presse électromécanique a été commandée en charge, pour effectuer un précyclage pendant 10 cycles jusqu'à 8 N, correspondant à un couple d'environ 0,6 N.m, à une fréquence de 1 Hz.

La vitesse de déplacement vertical de la traverse a été fixée à 40 N/mn, correspondant à une vitesse angulaire de déplacement inférieure à 3°/mn, afin de se situer dans le domaine de la mécanique quasi-statique. Le couple maximal a été fixé à 6 N.m pour les os appareillés et les os controlatéraux. La torsion a été effectuée selon un sens horaire.

Après fixation des blocs de résine sur les socles de fixation du banc de torsion, le vérin de la machine d'essais a été positionné pour obtenir un tarage manuel du couple. Le déplacement angulaire et la charge ont alors été tarés, préalablement à l'essai.

Les données issues de la presse (charge, déplacement vertical du vérin), du couplemètre (couple appliqué sur le spécimen) et de l'inclinomètre (angle de rotation du spécimen) ont été enregistrées avec une fréquence d'acquisition des données fixée à 10 Hz.



**Figure 30 : photographie du banc de torsion en cours de fonctionnement sur un tibia appareillé**

**d) Compression axiale**

La ligne de charge en compression de la presse MTS<sup>™</sup> 10/MH<sup>®</sup> a été constituée d'une table compacte de glissement, à mouvements croisés perpendiculaires (SKF<sup>™</sup> type T0 100.160 AR3<sup>®</sup>), reliant la cellule de force de la traverse de la presse à une liaison sphérique. Elle a permis un mouvement dans le plan horizontal de la liaison sphérique, articulée avec le bloc de résine proximal des tibias.

La liaison sphérique a consisté en une cavité conique et une pièce sphérique, fixée en position centrée sur le bloc de résine proximal. La force exercée par la presse a ainsi été appliquée au centre du socle proximal de résine, selon une compression autocentrée, avec une rotation possible du socle proximal selon tous les axes et une translation possible dans le plan horizontal.

Le bloc de résine distal a été fixé au bâti de la machine, de manière à positionner la partie proximale du tibia toujours en haut et sa face médiale à droite (cf. : Figure 31). L'axe de compression des tibias a été choisi comme l'axe mécanique des tibias.

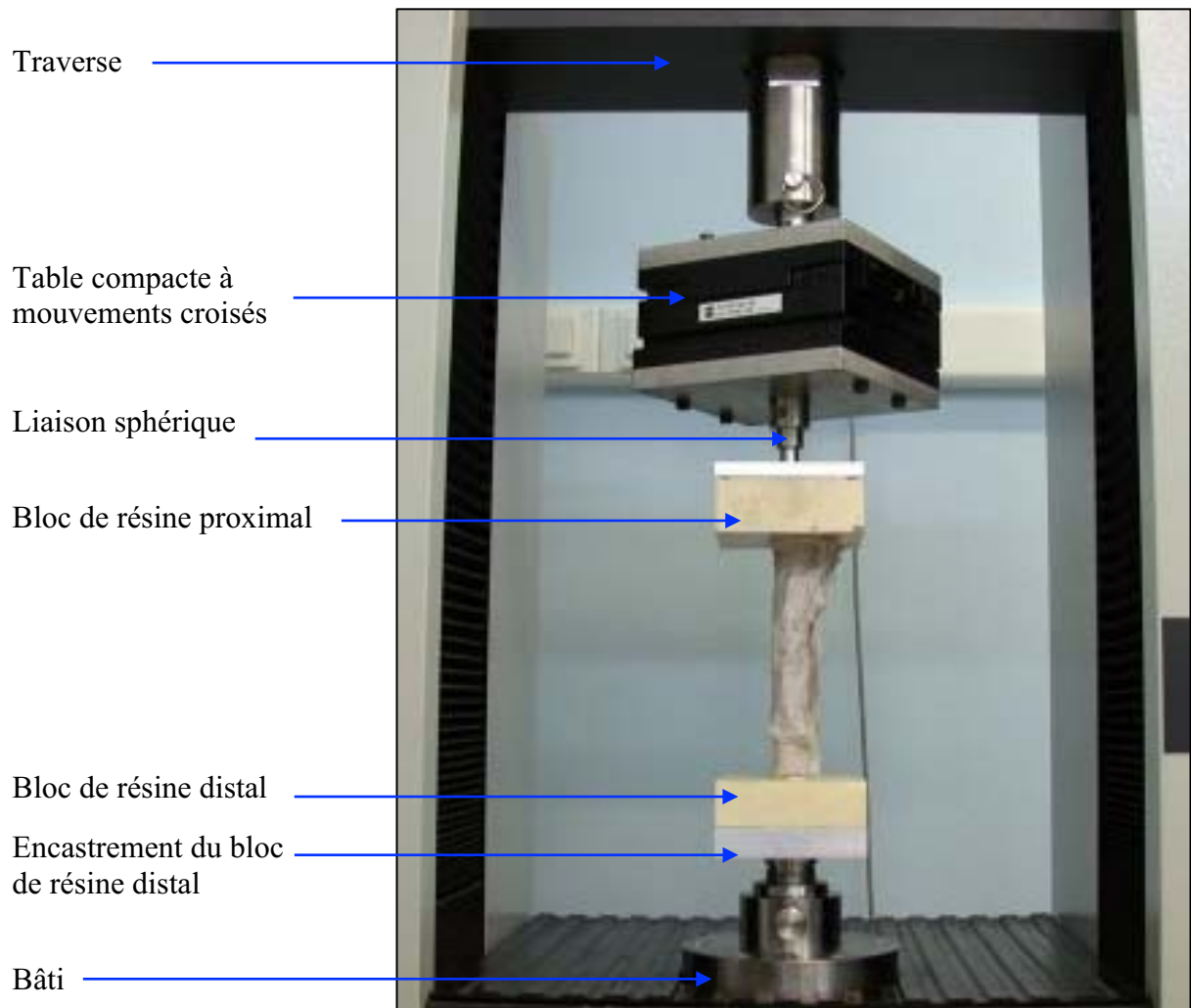
La position du micromètre à balayage laser Keyence<sup>™</sup> LS-3100<sup>®</sup> a été ajustée de manière à ce que le faisceau laser soit vertical et que les broches soient présentes dans le faisceau (cf. : Figure 32).

La presse électromécanique a été commandée en déplacement, avec une vitesse de déplacement de la traverse de 1 mm/mn, afin de se situer dans le domaine de la mécanique quasi-statique. La charge maximale a été fixée à 440 N pour les os appareillés et les os contrôlatéraux.

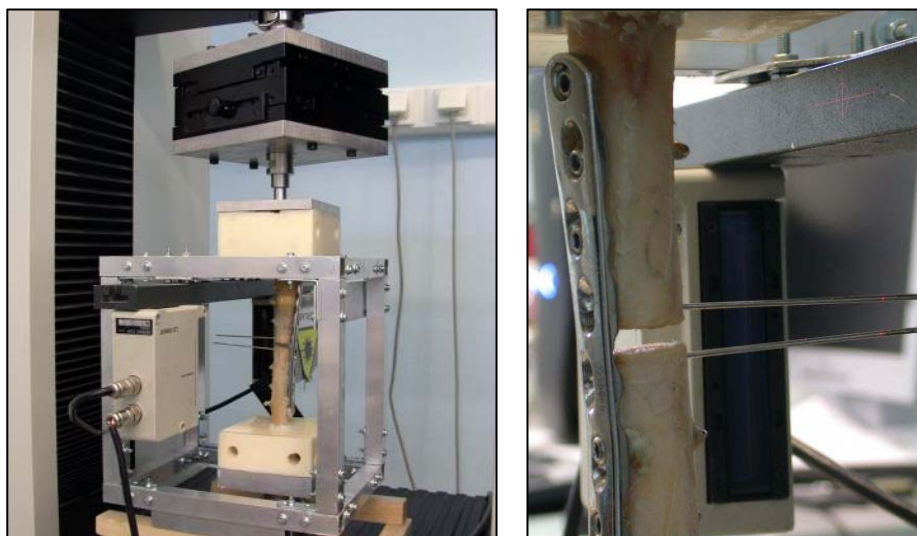
Après mise en contact de la cavité conique et de la pièce sphérique, une précharge de 40 N a été appliquée. Le déplacement et la charge ont alors été tarés, préalablement à l'essai.

Les données issues de la presse (charge, déplacement vertical de la traverse) et du micromètre à balayage laser (distance entre les broches à proximité du foyer fracturaire) ont été enregistrées avec une fréquence d'acquisition des données fixée à 10 Hz.





**Figure 31 : photographie du banc de compression axiale en cours de fonctionnement sur un tibia appareillé, entouré de compresses humides**



**Figure 32 : photographies du banc de compression et du micromètre laser lors d'un essai sur un tibia avec une perte de substance, encadrée par 2 broches pointées par le laser**

### e) **Interprétation des mesures**

Seul le dernier des 4 cycles successifs de charge-décharge a été conservé pour interprétation des résultats.

Pour chaque essai, les courbes représentant la force exercée en fonction du déplacement vertical, ou le couple appliqué en fonction du déplacement angulaire, ont été tracées à l'aide d'un tableur (Microsoft<sup>TM</sup> Excel<sup>®</sup> pour Mac 2011).

La pente de la courbe a été déterminée, sur la phase de charge. Cette dernière constitue par définition la raideur (K) du spécimen testé, selon le type de sollicitation appliqué.

La perte de raideur (Kr), correspondant à la raideur relative du spécimen testé par rapport à l'os controlatéral, a été calculée suivant l'équation suivante :

$$Kr = \frac{\Delta K}{K_{contr}} \times 100 = \frac{K_{contr} - K_{op}}{K_{contr}} \times 100 \quad (8)$$

Avec : Kr: perte de raideur de l'os opéré par rapport à l'os controlatéral (%)

$K_{contr}$  : raideur de l'os controlatéral, c'est-à-dire tibia droit  
(N/m ou N.m/rad)

$K_{op}$  : raideur de l'os opéré, c'est-à-dire raideur du tibia gauche appareillé  
ou raideur du cal osseux (plaque enlevée)

De même, pour chacune des courbes de charge en fonction du rapprochement interfragmentaire latéral (flexion et compression axiale), la pente de la courbe (S) a été déterminée.

Enfin, la déformation interfragmentaire longitudinale latérale ( $\epsilon_{lat}$ ) a été calculée selon la méthode décrite précédemment.

## 8. **Analyse statistique**

L'analyse statistique des données a été réalisée à l'aide d'un logiciel spécifique (Systat 13<sup>®</sup>).

Elle a consisté en des comparaisons par ANOVA pour déterminer d'éventuelles différences de dimensions et de propriétés mécaniques entre les tibias controlatéraux et les os appareillés du groupe contrôle et du groupe expérimental.

En cas de détection de différence significative par l'ANOVA, elle a été suivie d'un post hoc de Tukey. Le seuil de significativité a été fixé à 0,05 ( $p < 0,05$ ).



## II. Résultats

### A. Caractéristiques morphologiques des tibias

Aucune différence significative entre les 2 groupes appareillés et les os controlatéraux n'a été mise en évidence, concernant les différents paramètres morphologiques mesurés (cf. : Tableau 6).

	Vis corticales standard	Vis verrouillées	Os controlatéraux	Analyse statistique
Longueur totale	233,00 ± 5,44 mm	235,50 ± 15,98 mm	234,42 ± 11,67 mm	p=0,934
Longueur libre	164,00 ± 2,00 mm	162,25 ± 1,48 mm	163,50 ± 1,45 mm	p=0,166
Diamètre crâniocaudal	14,58 ± 1,24 mm	14,33 ± 0,61 mm	14,38 ± 0,77 mm	p=0,862
Diamètre latéromédial	18,25 ± 1,33 mm	17,50 ± 0,78 mm	18,00 ± 1,07 mm	p=0,477

**Tableau 6 : caractéristiques morphologiques (moyenne ± écart-type) des tibias appareillés et controlatéraux en l'absence de cicatrisation osseuse (T0)**

### B. Resserrage des vis

Aucun resserrage des vis n'a été nécessaire entre les essais réalisés avec les 3 différents types de sollicitation.

### C. Propriétés mécaniques des tibias

#### 1. Évaluation qualitative

Les différentes courbes de charge en fonction de la flèche (flexion), couple en fonction du déplacement angulaire (torsion) et charge en fonction du déplacement vertical de la traverse (compression) pour les os appareillés et controlatéraux ont été très linéaires, après une éventuelle phase de fin de précharge initiale. Leur coefficient de corrélation linéaire  $R^2$  a ainsi été très proche de 1. Le calcul de la pente de ces courbes, correspondant à la raideur en flexion, torsion et compression, a donc été relativement aisé (cf. : Figure 33). Il en a été de même pour les courbes de charge en fonction du rapprochement interfragmentaire latéral, en flexion et compression (cf. : Figure 34).

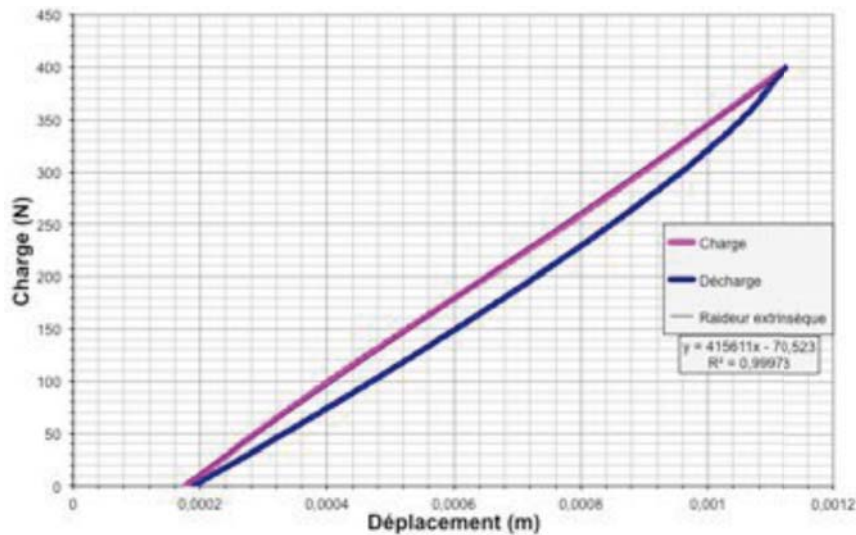


Figure 33 : courbes de charge en fonction de la flèche lors d'essais en flexion 4 points sur un os appareillé

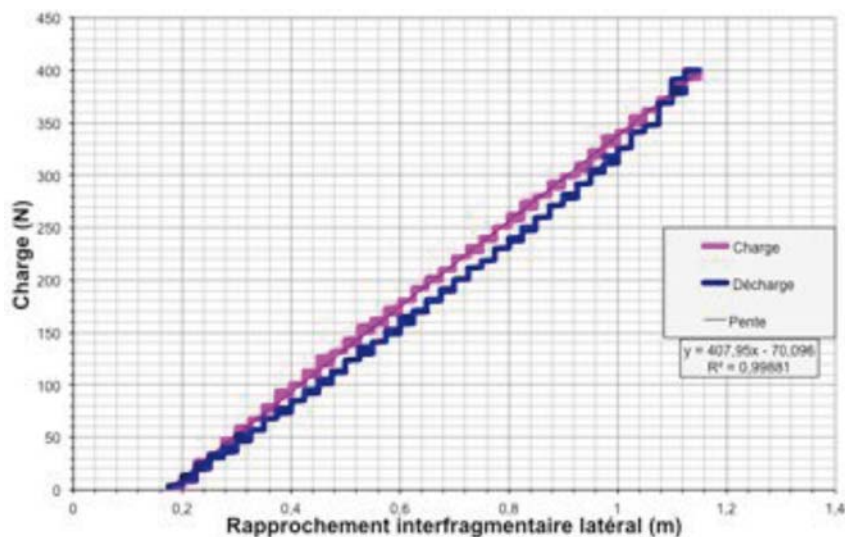


Figure 34 : courbes de charge en fonction du rapprochement interfragmentaire latéral lors d'essais en flexion 4 points sur un os appareillé

## 2. Évaluation quantitative

En flexion 4 points, les os controlatéraux ont présenté une raideur significativement plus élevée que les os appareillés avec vis standard et vis verrouillées, mais aucune différence significative n'a été notée entre les raideurs ou les pertes de raideur des groupes vis standard et vis verrouillées (cf. : Tableau 7).

De même, la pente des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral et la déformation interfragmentaire longitudinale latérale n'ont pas présenté de différence significative entre les 2 groupes (cf. : Tableau 8).

En torsion, les os controlatéraux ont présenté une raideur significativement plus élevée que les os appareillés avec vis standard et vis verrouillées, mais aucune différence significative n'a été observée entre les raideurs des groupes vis standard et vis verrouillées. De même, la perte de raideur n'a pas présenté de différence significative entre les 2 groupes.

En compression, les os controlatéraux ont présenté une raideur significativement plus élevée que les os appareillés avec vis standard et vis verrouillées et les os appareillés avec vis standard ont présenté une raideur significativement plus élevée de 66,8% que ceux appareillés avec vis verrouillées (cf. : Figure 35).

De même, la perte de raideur des os appareillés avec vis standard a été significativement inférieure de 28,3% à celle des os appareillés avec vis verrouillées.

En revanche, la pente des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral et la déformation longitudinale interfragmentaire latérale n'ont pas présenté de différence significative entre les 2 groupes, bien qu'elles aient été respectivement supérieure de 72,1% et inférieure de 38,5% pour le groupe vis standard.

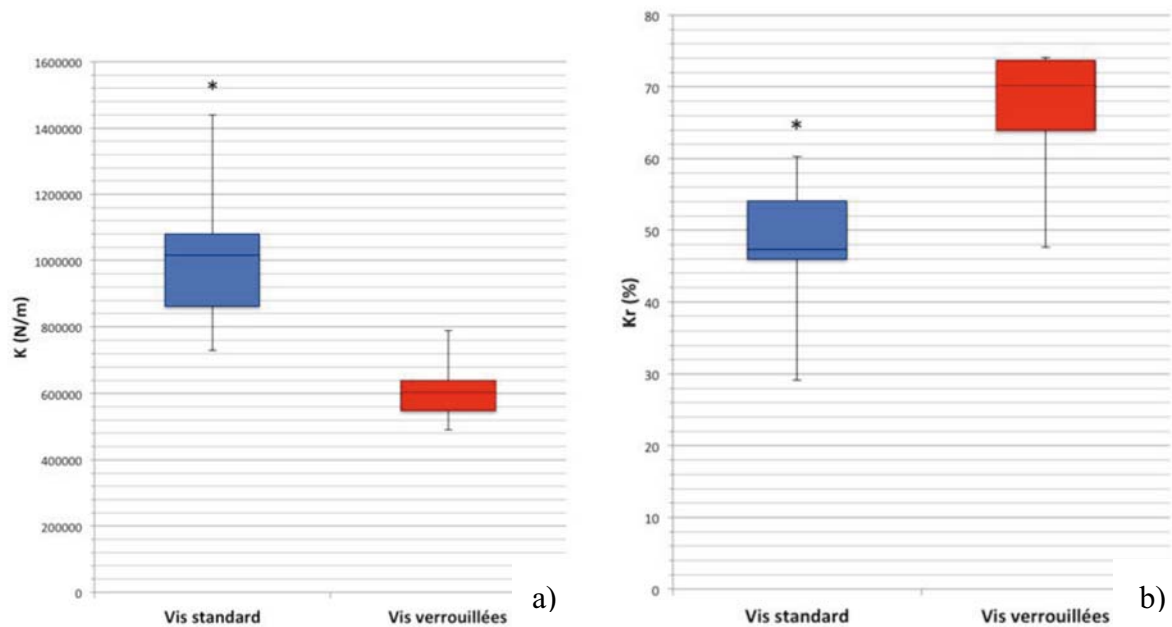
Au final, seule une supériorité significative des propriétés mécaniques globales (K et Kr) en compression des os appareillés avec vis standard a été mise en évidence.

		<b>Vis corticales standard</b>	<b>Vis verrouillées</b>	<b>Os controlatéraux</b>	<b>Analyse statistique</b>
Flexion	K	286007,22 <sup>a</sup> ± 36586,22 N/m	321926,90 <sup>b</sup> ± 65244,02 N/m	779709,67 <sup>a, b</sup> ± 147861,81 N/m	a, b : p<0,001 p=0,847
	Kr	64,48 ± 3,87%	55,44 ± 10,40%	/	p=0,074
Torsion	K	117,19 <sup>c</sup> ± 17,98 N.m/rad	133,35 <sup>d</sup> ± 18,68 N.m/rad	254,06 <sup>c, d</sup> ± 35,03 N.m/rad	c, d : p<0,001 p=0,592
	Kr	54,99 ± 10,56%	44,01 ± 10,27%	/	p=0,098
Comp- ression	K	1019228,77 <sup>e, f</sup> ± 249501,43 N/m	611057,11 <sup>e, f</sup> ± 104012,99 N/m	1907505,13 <sup>e</sup> ± 181149,42 N/m	e : p<0,001 f : p=0,003
	Kr	47,67 <sup>g</sup> ± 10,77%	66,50 <sup>g</sup> ± 10,26%	/	p=0,011

**Tableau 7 : raideurs K et pertes de raideur Kr (moyenne ± écart-type) des tibias appareillés et controlatéraux en l'absence de cicatrisation osseuse (T0)**  
(des lettres identiques en exposant indiquent une différence significative entre les groupes)

		Vis corticales standard	Vis verrouillées	Analyse statistique
Flexion	S	271,35 ± 36,16 N/mm	292,00 ± 84,33 N/mm	p=0,593
	$\epsilon_{lat}$	15,49 ± 3,11%	15,80 ± 4,19%	p=0,888
Comp- ression	S	438,24 ± 228,34 N/mm	254,61 ± 72,56 N/mm	p=0,090
	$\epsilon_{lat}$	14,33 ± 5,86%	23,30 ± 8,97%	p=0,067

**Tableau 8 : pentes des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral S et déformations interfragmentaires longitudinales latérales  $\epsilon_{lat}$  (moyenne ± écart-type) des tibias appareillés en l'absence de cicatrisation osseuse (T0)**



**Figure 35 : comparaison des os appareillés avec vis standard et de ceux avec vis verrouillées à T0 pour :**  
**a) raideur en compression**                      **b) perte de raideur en compression**

### **III. Discussion**

#### **A. *Éléments de matériels et méthodes***

##### **1. *Choix de l'espèce utilisée***

Le choix de l'espèce ovine a été déterminé par différents critères scientifiques et pratiques : dimension des os, structure des os et articulations, remodelage osseux, vitesse de cicatrisation, disponibilité des animaux, praticité des conditions d'expérimentation et d'entretien, facilité de manipulation, coût d'entretien, acceptation sociétale.

Ce choix d'espèce a été fait pour de nombreuses autres expérimentations, le modèle ovin étant communément accepté comme un bon modèle en recherche orthopédique [189-194].

##### **2. *Choix de l'os à utiliser pour l'appareillage***

Compte tenu de l'anatomie des os longs du mouton et de leur environnement musculaire, notre questionnement initial a concerné le choix des diaphyses tibiale ou fémorale.

Le fémur présente l'inconvénient d'un abord compliqué par l'importance des masses musculaires crurales et leur solide insertion le long de la diaphyse fémorale.

Le tibia présente l'avantage d'un abord plus aisé, étant donné le faible recouvrement musculaire en région médiale et d'un positionnement radiographique plus aisé que pour le fémur. En outre, l'abord chirurgical du tibia étant généralement médial, le léchage de la plaie opératoire par l'animal est moindre par rapport au léchage de la plaie située généralement latéralement lors d'abord du fémur. En revanche, le tibia est probablement plus sensible aux traumatismes auto-induits que le fémur, d'où un risque de lâchage d'implant accru.

La grande majorité des études biomécaniques sur mouton concernant le tibia [9, 95, 187, 188, 195-197], notre choix d'utiliser cet os permettra une comparaison avec les études disponibles.

##### **3. *Choix du modèle de perte de substance utilisé comme modèle de fracture comminutive***

Nous avons souhaité créer un modèle de fracture comminutive non reconstituable diaphysaire, sans contact des bouts fracturaires principaux, qui constitue une excellente indication d'utilisation des implants employés dans notre étude.

Plusieurs modèles de fracture existent [190, 192]. Chez le mouton, l'ostectomie de 5 à 8 mm a déjà été utilisée [40, 196, 198], de même que l'ostéotomie transverse avec écartement de 3 à 5 mm [48] [199], ou que l'ostéotomie créant 3 fragments en "aile de papillon" [9, 195].

Pour toutes ces études, la cicatrisation osseuse a été obtenue dans un délai compris entre 6 et 12 semaines ; ce qui paraît compatible avec la durée de l'expérimentation prévue (12 semaines). Les 3 modèles existant sont assez comparables, puisqu'il n'existe pas de contact entre les fragments principaux proximal et distal. Cependant, l'ostéotomie multiple présente l'inconvénient d'une difficulté de choix des sites d'étude de la cicatrisation, puisque

4 espaces interfragmentaires sont présents. Concernant l'ostectomie, la difficulté de création d'un espace interfragmentaire de faible longueur (quelques mm) - et ce de façon parfaitement reproductible - semble constituer un inconvénient majeur de ce modèle.

Il semblerait qu'un écart interfragmentaire de 6 mm représente la limite maximale au delà de laquelle la cicatrisation soit plus difficile à obtenir [29, 40, 45, 47].

Pour des raisons de facilité de standardisation, notre choix s'est porté sur l'ostéotomie avec écartement de 5 mm.

#### **4. Etude de la géométrie de l'os à appareiller et du montage**

##### **a) Choix des plaques**

Une étude mécanique préliminaire a été réalisée afin de comparer les propriétés mécaniques en flexion 4 points des plaques disponibles pour la fixation des grands fragments comme le tibia ovin. Il nous a, en effet, semblé indispensable de connaître ces paramètres avant d'envisager l'étude des implants sur os cadavériques ou animaux vivants.

Brièvement, cette étude a été réalisée sur différentes plaques en acier chirurgical 316L de la marque SYNTHES<sup>TM</sup>, verrouillées ou conventionnelles et de longueurs proches (cf. : Figure 36 et Tableau 9).

La sollicitation, effectuée à la vitesse de déplacement vertical de la traverse de 1 mm/mn avec une limite de déplacement de 1 mm, a été obtenue grâce à une presse électromécanique MTS<sup>TM</sup> 10/MH<sup>®</sup>, selon l'adaptation d'un protocole de référence (ASTM<sup>TM</sup> F382) [200]. La charge exercée et la flèche ont été mesurées à une fréquence de 10 Hz et la courbe obtenue a permis la détermination de la pente, correspondant à la raideur en flexion des plaques et utilisée pour le calcul de la raideur intrinsèque en flexion (EI), pour chaque essai.



**Figure 36 : plaques pour grands fragments SYNTHES<sup>TM</sup> testées en flexion 4 points lors de l'étude préliminaire :**

3,5 mm	3,5 mm large	4,5 mm	4,5 mm large	5,5 mm
DCP LCP	DCP LCP	DCP LCP	DCP LCP	LCP

Type de plaque	Longueur (mm)	Largeur (mm)	Epaisseur (mm)	Raideur en flexion (N.m <sup>2</sup> )
DCP <sup>®</sup> 3,5 mm 12 trous	146	10	3	<b>2,26</b>
DCP <sup>®</sup> 3,5 mm large 12 trous	146	12	3,6	<b>4,55</b>
DCP <sup>®</sup> 4,5 mm 9 trous	151	12	3,6	<b>3,95</b>
DCP <sup>®</sup> 4,5 mm large 9 trous	151	16	4,5	<b>7,59</b>
LCP <sup>®</sup> 3,5 mm 11 trous	146	11	3,4	<b>1,86</b>
LCP <sup>®</sup> 3,5 mm large 11 trous	150	13,5	4,2	<b>5,15</b>
LCP <sup>®</sup> 4,5 mm 5 trous	90	13,5	4,6	<b>4,36</b>
LCP <sup>®</sup> 4,5 mm large 7 trous	126	17,5	5,2	<b>7,45</b>
LCP <sup>®</sup> 5,5 mm large 10 trous	179	17,5	6,0	<b>10,63</b>

**Tableau 9 : caractéristiques des plaques testées en flexion 4 points lors de l'étude préliminaire et résultats des raideurs intrinsèques en flexion**

Les résultats sont présentés dans le Tableau 9. Les plaques DCP<sup>®</sup> larges et LCP<sup>®</sup> larges ont présenté une raideur en flexion supérieure aux plaques DCP<sup>®</sup> et LCP<sup>®</sup> pour même diamètre de vis, respectivement de 92 à 101% et de 71 à 177%.

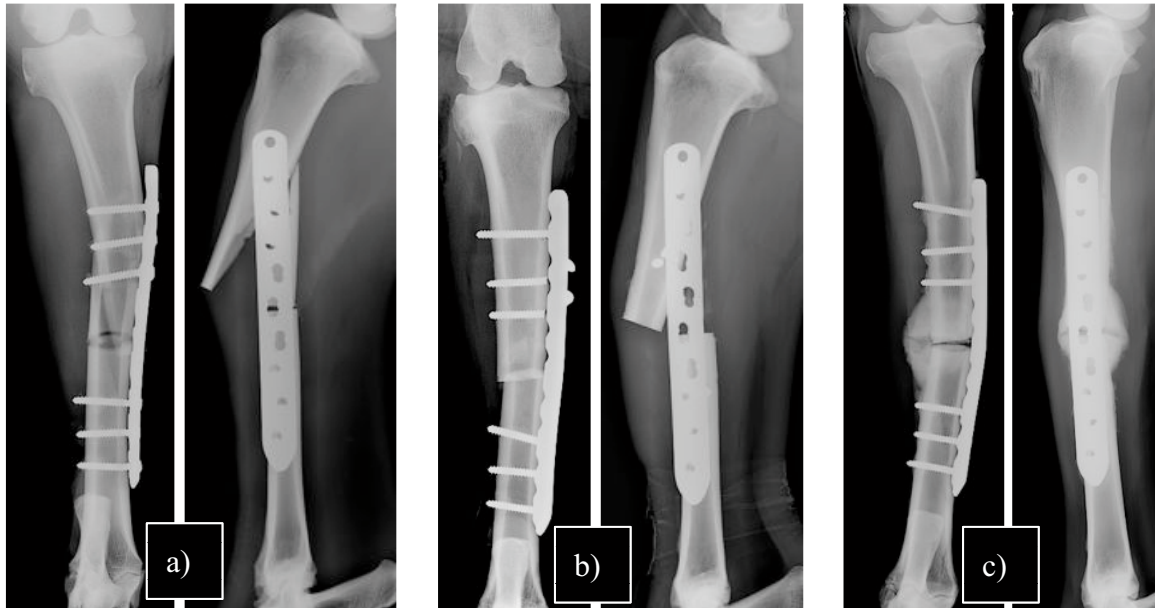
Les plaques LCP<sup>®</sup> ont présenté une raideur en flexion très proche des plaques DCP<sup>®</sup> pour le même diamètre de vis, malgré une épaisseur et une largeur toujours supérieures à celles des plaques DCP<sup>®</sup>. La présence d'un relief inférieur et de trous de vis dits "combinés" dans le cas des plaques LCP<sup>®</sup> modifie la géométrie de l'implant et diminue la quantité de matière par unité de longueur par rapport aux DCP<sup>®</sup>. De ce fait, le fabricant a augmenté les dimensions (largeur et épaisseur) des plaques LCP<sup>®</sup> par rapport aux DCP<sup>®</sup> pour un même diamètre de vis, afin d'augmenter leur moment quadratique et donc de conserver une raideur en flexion similaire.

Il peut paraître surprenant, en première approche, que les plaques larges pour vis de 3,5 mm aient présenté une raideur supérieure aux plaques pour vis de 4,5 mm, à la fois pour les modèles DCP<sup>®</sup> et LCP<sup>®</sup>. Cela est probablement dû à la taille supérieure des trous de vis de 4,5 mm, alors que les dimensions des plaques pour vis de 4,5 mm sont quasi-identiques à celles des plaques 3,5 larges, d'où une quantité inférieure de matière par unité de longueur pour les plaques pour vis de 4,5 mm.

Compte-tenu de ces résultats et d'une étude sur os sec des dimensions du tibia ovin par rapport à celles des implants, les plaques LCP<sup>®</sup> larges pour vis de 3,5 mm ont semblé adaptées aux dimensions de la diaphyse tibiale ovine. Une longueur de 133 mm, correspondant à celle des plaques comportant 10 trous, a paru la plus adaptée aux différents os secs étudiés.

En outre, les plaques LCP<sup>®</sup> larges pour vis de 3,5 mm constituent les plaques à verrouillage les plus fréquemment utilisées sur les chiens de poids moyen, selon notre expérience et ont été utilisées sur tibias ovins [188].

Lors d'une étude préliminaire, 3 brebis ont donc subi le protocole opératoire de l'étude, avec une fixation par plaques LCP<sup>®</sup> larges pour vis de 3,5 mm, équipées de 3 vis standard par fragment. Les 3 animaux ont présenté des lâchages d'implants, selon des modes différents : fracture sous plaque, ruptures de 2 vis sur les 6 à l'interface tête/corps associées à une flexion de la plaque en valgus, ou flexion de la plaque en valgus (cf. : Figure 37).



**Figure 37 : radiographies de face et de profil illustrant les complications rencontrées avec l'utilisation de plaques LCP<sup>®</sup> larges pour vis de 3,5 mm :**

**a) fracture sous plaque**

**b) rupture des vis**

**c) flexion de la plaque**

Les résultats de l'étude mécanique comparative des plaques, les échecs des ostéosynthèses préliminaires et l'utilisation par d'autres équipes de plaques DCP<sup>®</sup> pour vis de 4,5 mm [9, 187, 195, 196] et de plaques LCP<sup>®</sup> pour vis de 4,5/5,0 mm [95, 198] sur tibias ovins ont permis d'orienter notre choix final vers des plaques LCP<sup>®</sup> larges pour vis de 4,5/5,0 mm.

Une plaque à 8 trous, de 143 mm de longueur, a été choisie de manière à pouvoir insérer 3 vis de part et d'autre de la perte de substance, tout en disposant de 10 mm entre chaque extrémité de la plaque et chaque socle de résine.

Les plaques ont été prémodélées de façon identique avant leur stérilisation, garantissant une standardisation de leur mise en place.

Le choix de positionner systématiquement un intertrou en regard de la perte de substance a été fait comme en situation clinique, afin de positionner une zone très raide de la plaque en regard de l'écart interfragmentaire. Ceci minimise le risque de flexion de la plaque en regard de la perte de substance, laquelle peut se produire lorsque le trou non rempli par une vis, constituant une zone de faiblesse de la plaque, se situe en regard de l'écart interfragmentaire [132].



De même, le positionnement proximal du trou combiné compact a été réalisé car il correspond à une situation clinique de Minimal Invasive Plate Osteosynthesis (MIPO), pour laquelle un manche est fixé sur ce trou et permet de glisser la plaque au dessus du foyer fracturaire.

### **b) Choix des empreintes des têtes de vis**

Les empreintes de têtes des vis à tête de verrouillage et des vis corticales standard ont été choisies à l'identique, de manière à pouvoir les serrer avec le même tournevis. Il s'agissait d'empreintes hexagonales classiques, les seules existant pour les vis à tête de verrouillage de 5,0 mm.

### **c) Choix du couple de serrage des vis**

Une étude portant sur le lâchage de vis lors de compression, flexion et torsion de cylindres de polycarbonate coupés transversalement et appareillés par des plaques DCP® à 6 trous pour vis de 4,5 mm, a fait appel à des couples d'insertion des vis au travers de la plaque de 4,5 N.m [201].

Plusieurs études utilisant des plaques DCP® pour vis de 4,5 mm, serrées avec différents couple de serrage, ont montré que l'effet de l'intensité du couple de serrage sur la zone de contact de l'interface os-plaque et sur la force au contact a été très fortement significatif et que la relation entre ces paramètres a été linéaire. En outre, les différences des mesures de déformations médio-diaphysaire et de raideurs des os appareillés par ces montages ont été significatives pour les différents couples utilisés en dessous de 3 N.m, mais très faibles pour des couples supérieurs à 3 N.m [126-128].

Le couple nécessaire à la mise en place des vis à tête de verrouillage de 5,0 mm est évalué à 4 N.m par le fabricant, qui conseille fortement l'utilisation d'un limiteur de couple correspondant à cette valeur, afin d'éviter le soudage à froid de la tête de vis et de la plaque.

Nous avons donc choisi d'utiliser un tournevis limiteur de couple à 4 N.m, prévu initialement pour le serrage des vis verrouillées de 5,0 mm, pour le serrage des vis corticales standard de 4,5 mm. Cela a permis de standardiser le couple de serrage de toutes les vis de l'étude, indifféremment de leur nature verrouillée ou non.

### **d) Adéquation du montage choisi avec les recommandations actuelles**

La question de la correspondance des caractéristiques du montage avec les recommandations d'utilisation des plaques LCP® verrouillées énoncées dans la 1<sup>ère</sup> partie de ce manuscrit peut se poser. Les recommandations actuelles font état d'un nombre de 2 à 3 vis bicorticales par fragment, d'un taux de remplissage des trous de 0,4 à 0,5, d'une longueur relative de la plaque supérieure à 2 à 3 fois celle de l'écart interfragmentaire et d'un modelage minimal des plaques avec un écartement de la plaque par rapport à la surface de l'os inférieur à 2 mm [124, 152, 157, 178].

Le nombre de 3 vis et de 6 corticales par fragment et la longueur relative de la plaque par rapport à l'écart interfragmentaire de 143 mm pour 5 mm, soit un ratio de 29 pour 1, a été en accord avec ces recommandations.

En revanche, le taux de remplissage des trous de 0,75 (6 trous occupés sur 8 disponibles) n'a pas figuré dans la gamme de valeurs recommandée. De même, nous avons choisi de modéliser les plaques verrouillées comme les plaques conventionnelles et de ne pas effectuer d'écartement des plaques verrouillées par rapport à la surface de l'os.

Nous avons néanmoins conservé ce montage pour plusieurs raisons. Le risque de lâchage d'implant étant très élevé, comme l'a montrée l'étude préliminaire réalisée avec des plaques LCP<sup>®</sup> larges pour vis de 3,5 mm, l'utilisation de 2 vis par fragments aurait diminué le taux de remplissage à 0,5 mais avec une probabilité de lâchage trop élevée.

Lors d'une situation clinique équivalente au modèle de fracture utilisé, la plaque aurait été choisie avec une longueur supérieure (plaque à 9 trous de 161 mm ou 10 trous de 179 mm). Cela aurait permis à la fois une meilleure répartition des charges exercées sur la plaque et aurait également diminué le taux de remplissage des trous de 0,75 à 0,67 voire 0,6. Cependant, l'augmentation de la longueur de la plaque n'a pas été possible, compte-tenu de la nécessité de laisser les épiphyses et métaphyses libres pour l'inclusion en résine.

D'autres études expérimentales ont également employé avec succès des plaques LCP<sup>®</sup> larges pour vis de 4,5/5,0 mm en dehors des recommandations : 9 trous dont 8 occupés sur un modèle de perte de substance de 8 mm pour Moroni [198] ou 6 trous, tous occupés, sur une perte de substance de 3 mm pour Bottlang [95].

Nous avons souhaité utiliser un modelage et une position au contact de la surface osseuse identiques dans les 2 groupes pour harmoniser l'application des montages conventionnels et verrouillés, afin de comparer uniquement l'effet du verrouillage. Une absence de modelage des plaques verrouillées aurait modifié son contact avec la surface de l'os et un écartement des plaques verrouillées de 2 mm, comme suggéré par la littérature, aurait eu comme conséquence un éloignement de ces plaques par rapport à l'axe neutre de l'os, entraînant une potentielle sous-estimation de leurs propriétés mécaniques par rapport à des plaques au contact de l'os. Cependant, Ahmad ayant montré que l'écartement de 2 mm n'avait pas de conséquences mécaniques statistiquement significatives en torsion et compression, on peut se demander si les résultats de notre étude mécanique auraient été modifiés par l'écartement de la plaque [178].

## **5. Etude de la méthodologie des essais biomécaniques**

### **a) Méthodologie d'inclusion en résine des extrémités osseuses des spécimens**

Un système d'inclusion des extrémités osseuses en résine polyuréthane a été développé et validé, afin que l'axe mécanique des tibias soit perpendiculaire aux plans d'encastrement et leurs centres articulaires positionnés au centre des socles de résine obtenus.

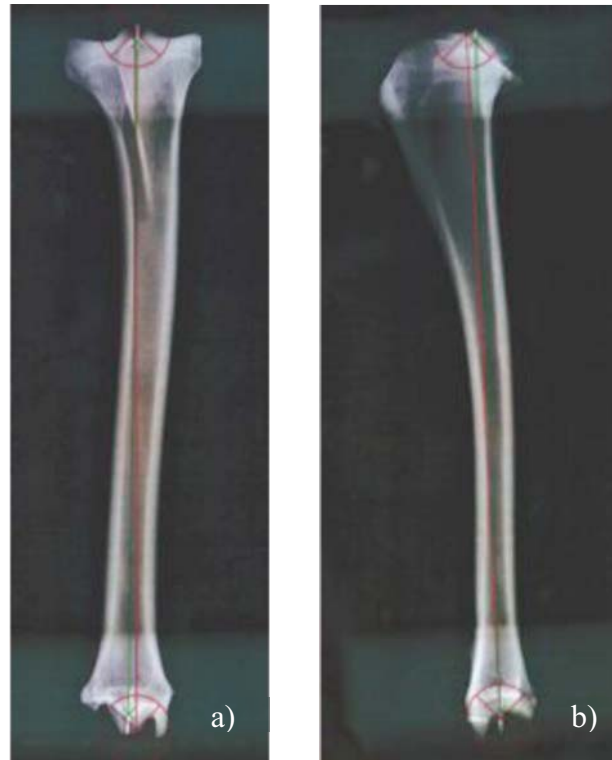
Une étude radiographique portant sur 2 tibias a permis de déterminer la justesse et la fidélité de l'inclusion selon cette méthode.

Des segments de broches de diamètre 1,2 mm ont été insérés en regard des centres articulaires tibiaux proximal et distal. Le tibia a été placé dans des blocs de mousse polystyrène de taille identique aux blocs de résine utilisés pour l'inclusion des os. Des radiographies des diaphyses tibiales ont été effectuées selon des incidences médiolatérale et crâniocaudale et ont permis de tracer l'axe mécanique, passant par les repères anatomiques soulignés par les segments de broches.

Après retrait des broches, les extrémités tibiales ont été incluses en résine selon la méthode décrite précédemment, en laissant les balles de centrage en caoutchouc incluses dans

la résine. Des radiographies des diaphyses tibiales ont été à nouveau effectuées selon les mêmes incidences et ont permis de tracer l'axe passant par le centre des balles, celles-ci étant radiovisibles au travers de la résine.

La comparaison de l'axe mécanique avec l'axe passant par le centre des balles a été effectuée en superposant les radiographies avant inclusion avec les radiographies après inclusion, les incidences radiographiques étant identiques (cf. : Figure 38).



**Figure 38 : superposition de radiographies montrant l'axe mécanique du tibia (en vert) et l'axe passant par le centre des balles (en rouge) :**  
**a) incidence crâniocaudale                      b) incidence médiolatérale**

L'angle entre ces 2 axes a été déterminé grâce à un logiciel de traitement d'images (ImageJ : National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA, <http://imagej.nih.gov/ij/>), pour les 2 tibias et les 2 incidences radiographiques. Cette comparaison a montré que la différence d'angle entre les 2 axes a été minime, pour les 2 tibias testés et les 2 incidences radiographiques (cf. : Tableau 10).

Notre méthode d'inclusion a donc présenté une très bonne justesse et une très bonne fidélité.

<b>Tibia</b>	<b>Incidence radiographique</b>	<b>Angle entre les 2 axes (°)</b>
<b>Tibia1 (gauche)</b>	Médiolatérale	0,42
	Crâniocaudale	0,92
<b>Tibia2 (droit)</b>	Médiolatérale	0,76
	Crâniocaudale	0,75

**Tableau 10 : résultats de l'étude de la justesse de la méthode d'inclusion de l'os en résine**

## **b) Domaine général des essais biomécaniques**

Une étude *in vivo* portant sur des moutons se déplaçant sur des tapis de marche, avec les tibias appareillés par des jauges de déformation a montré que le tibia ovin soumis à une charge physiologique se déforme principalement en torsion (61,9%), en flexion (32,7%) et en compression axiale (5,4%) [202].

Notre objectif a donc consisté à reproduire ces 3 types de sollicitation sur les tibias ovins appareillés.

Une synthèse bibliographique a montré que les sollicitations physiologiques en torsion, flexion 4 points et compression axiale sur le tibia ovin sont très peu renseignées à ce jour. En outre, les sollicitations utilisées lors des essais biomécaniques *ex vivo* sur les os appareillés ne nécessitaient pas nécessairement de se situer dans un intervalle de valeurs physiologiques, mais plutôt dans un intervalle de valeurs correspondant au domaine élastique du matériau, afin d'en mesurer les propriétés mécaniques sans les endommager.

Il a donc été décidé d'utiliser des sollicitations en-deçà de la rupture du matériau, dont les intensités ont été déterminées par une étude préliminaire destructive.

## **c) Conditions de conservation des spécimens**

Devant l'impossibilité matérielle de tester les tibias ovins immédiatement après leur prélèvement, ils ont été conservés hydratés et sous couvert de congélation à -24°C jusqu'à la réalisation des essais.

L'étude de Strömberg est la seule à montrer une différence de 4,6% des propriétés en torsion de tibias et fémurs canins entre os frais et os congelés à -40°C [203]. Aucune différence significative des propriétés mécaniques en torsion d'os longs de rats congelés à -20°C, -70°C ou -196°C par rapport à des os frais n'a été montrée [204]. De multiples cycles de congélation-décongélation (jusqu'à 5 fois) n'ont pas altéré les propriétés mécaniques de l'os spongieux [205]. La conservation de longue durée (7 à 8 mois) à -20°C de spécimens de vertèbres humaines n'a pas modifié les propriétés de l'os [206]. Il en est de même pour l'os cortical canin [207].

En matière de conservation des os, la congélation d'os frais serait donc à privilégier, mais leurs propriétés mécaniques peuvent varier en fonction du temps de décongélation, de la température, de l'humidité [208].

Ainsi, la déshydratation et l'hydratation par solution saline semblent influencer sur la raideur de l'os [209].

Dans les 24h *post mortem*, en absence d'hydratation, l'os perd 10% de sa raideur [205] et la congélation sans hydratation altère la résistance en torsion d'os longs de rats [204].

Plusieurs études ont montré que les os bovins, même plusieurs fois congelés et décongelés, ne présentent pas de modification de leurs propriétés biomécaniques, à condition de maintenir une hydratation constante du tissu osseux [209, 210].

Nous avons effectué les essais sur os décongelés au bout d'un temps de décongélation équivalent pour tous les échantillons (environ 12h), en conditions d'hydratation et de température ambiante maîtrisée (climatisation à 21°C), afin de minimiser ces biais potentiels.

Nous estimons donc que les propriétés mécaniques des tibias testés dans notre étude ont été vraisemblablement les mêmes que celles des tibias frais.

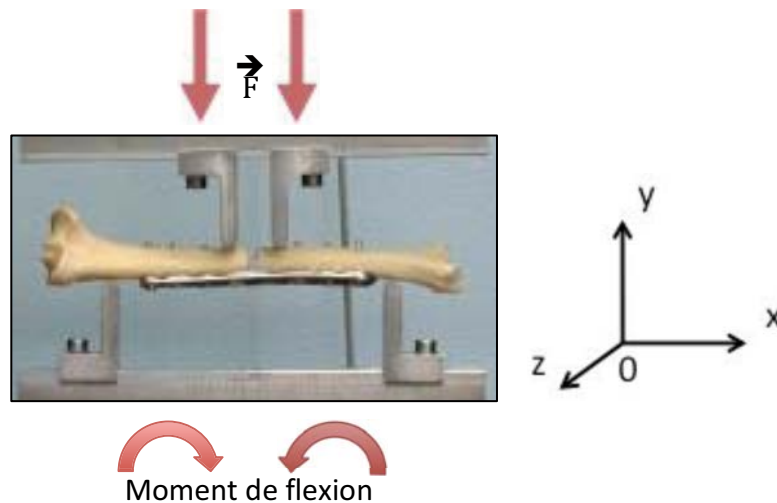
#### d) Sollicitation appliquée sur le spécimen en flexion 4 points

L'intérêt de la flexion 4 points par rapport à la flexion 3 points réside dans l'absence d'effort tranchant et la constance du moment fléchissant dans la zone située entre les appuis intérieurs, qui se trouve donc soumise à de la flexion pure. D'autre part, il a été impossible d'appliquer un appui directement sur le foyer d'ostéotomie (cas de la flexion 3 points), alors qu'il a été plus aisé d'appliquer des appuis à distance du foyer (cas de la flexion 4 points).

Notre choix s'est donc porté vers la flexion 4 points, même si celle-ci est beaucoup moins utilisée que la flexion 3 points pour des raisons de difficulté de mise en œuvre.

Lors des essais en flexion 4 points, les spécimens ont été simplement posés sur le banc de flexion, reposant sur les 2 poinçons extérieurs. Aucune contention n'est venue entraver les mouvements de l'échantillon lors de l'essai, garantissant un degré de liberté en torsion selon les axes  $x$  et  $y$  et en translation selon les axes  $x$  et  $z$  (repère orthonormé de l'os) (cf. : Figure 28 et Figure 39). Cela a permis une sollicitation de flexion proche de la flexion pure sur la portion d'os située entre les poinçons internes.

L'écartement entre les différents points d'appui (portée externe et interne) est resté constant pour tous les spécimens, afin de standardiser les essais. Cela a été rendu possible par l'inclusion de tibias de morphologie homogène dans cette étude. Le choix de placer les poinçons internes à proximité de la perte de substance a été effectué en considérant cette zone comme la zone d'intérêt lors de cicatrisation osseuse. Le positionnement des poinçons a également été déterminé par l'absence d'interférence avec les vis, les broches et la plaque.



**Figure 39 : charge appliquée sur un spécimen lors de flexion 4 points**

Le système de flexion 4 points a été équipé d'une barre d'appui supérieure susceptible de tourner dans le plan de flexion afin de s'adapter à la géométrie non parfaitement cylindrique de l'os entier. Une liaison pivot a ainsi permis l'adaptation des poinçons supérieurs à la hauteur des corticales latérales, proximale et distale. L'appui a donc été réalisé directement sur le spécimen. Un tel dispositif a déjà été utilisé par le passé [211, 212]. Son avantage, outre sa simplicité de mise en œuvre, a résidé dans l'existence de degrés de liberté en torsion et traction-compression pour le spécimen étudié (aucun encastrement du spécimen n'étant réalisé), ainsi que dans l'adaptation des points d'appui à la géométrie de l'os (grâce à la bascule de la barre d'appui supérieure).

Certains auteurs ont proposé d'effectuer l'appui sur le spécimen, mais avec une barre d'appui supérieure fixe [213], ce qui n'autorise pas d'adaptation de la barre à la géométrie de l'os et ne permet donc pas un contact simultané des appuis internes sur l'os.

Un autre dispositif de flexion 4 points, plus complexe - car faisant appel à une flexion par basculement des socles d'encastrement - existe [214-217] ; mais les extrémités du spécimen sont contenues dans des socles d'encastrement, empêchant ou limitant tout mouvement rotationnel ou axial.

Enfin, un système simple, utilisant une barre d'appui supérieure fixe et des points d'appui sur la résine d'encastrement [218] ou sur les socles d'encastrement [219, 220], a été décrit. Il semble discutable dans la mesure où les interactions entre la résine et le spécimen ne sont pas parfaitement connues et maîtrisées. En outre, tout mouvement rotationnel ou axial des extrémités du spécimen est impossible, ce qui ne peut générer de flexion pure.

Le choix d'effectuer la flexion selon une direction latéromédiale s'est appuyé sur plusieurs éléments.

Le face de tension du tibia ovin est crâniomédiale [202], c'est pourquoi les plaques utilisées ont été positionnées sur la face médiale des tibias afin de travailler en tension, sollicitation selon laquelle la plaque est la plus efficace lors d'ostéosynthèse de pontage.

En outre, les résultats des 1<sup>ères</sup> ostéosyntheses effectuées avec des plaques LCP<sup>®</sup> larges pour vis de 3,5 mm ont montré que toutes les déformations plastiques de plaques (rencontrées chez 2 moutons sur 3 opérés) ont été en direction latéromédiale.

Enfin, le choix du plan latéromédial plutôt que caudocrânial permet d'être plus discriminant dans les différences de propriétés mécaniques entre montages car la raideur en flexion de l'os appareillé est probablement supérieure selon le plan caudocrânial (la plaque étant alors sollicitée dans le plan de sa tranche). Le choix de cette direction de sollicitation correspond donc à une situation clinique de plaque travaillant en tension et une situation expérimentale pour laquelle nous avons observé des lâchages d'implant.

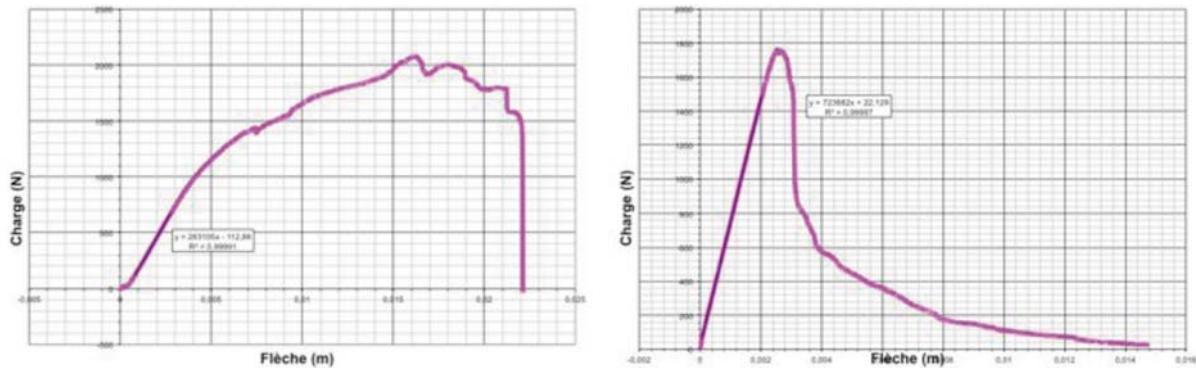
Cependant, du fait de la géométrie non parfaitement cylindrique et variable des tibias et de leur degré de liberté en torsion, il est possible que certaines flexions n'aient pas été réalisées strictement dans un plan latéromédial.

Etant donné notre souhait de réaliser des essais non destructifs et de se placer dans le domaine élastique de l'os, une faible vitesse, de 1 mm/mn, appartenant au domaine quasi-statique, a été sélectionnée.

Afin de déterminer la raideur ainsi que la charge et le déplacement à la limite élastique, nous avons réalisé une étude destructive en flexion 4 points sur un spécimen d'os appareillé par plaque LCP<sup>®</sup> et vis standard et un spécimen d'os controlatéral sain, à la vitesse de déplacement vertical de la flèche de 0,1 mm/mn.

La limite élastique de l'os appareillé a été atteinte vers 3 mm et 740 N et celle de l'os controlatéral a été atteinte vers 2 mm et 1500 N (cf. : Figure 40).

Nous avons donc choisi de réaliser les essais biomécaniques de notre étude à une charge maximale en flexion 4 points d'environ 50% de la limite élastique la plus faible, soit 400 N.



**Figure 40 : courbes de charge en fonction de la flèche lors d'essais destructifs en flexion 4 points :**

**a) os appareillé**

**b) os controlatéral sain**

**e) Sollicitation appliquée sur le spécimen en torsion**

La conception du banc de torsion (notamment la présence d'un roulement à billes combiné, et de 2 liaisons glissière croisées et d'une liaison rotule) a autorisé un degré de liberté de la partie proximale des spécimens en rotation axiale selon l'axe x et en translation axiale selon l'axe x (repère orthonormé de l'os) (cf. : Figure 30 et Figure 41). La torsion a donc été effectuée sans couplage en traction-compression et, en outre, selon l'axe mécanique des tibias. Cela a permis une sollicitation de torsion sur la portion d'os située entre les blocs d'encastrement limitant les sollicitations "parasites" associées.



**Figure 41 : couple appliqué sur un spécimen lors de torsion**

Nous avons choisi d'utiliser une vitesse inférieure à 3°/mn afin de rester dans le domaine quasi-statique.

Afin de déterminer la raideur ainsi que la charge et le déplacement à la limite élastique, nous avons réalisé une étude destructive en torsion sur un spécimen d'os appareillé par plaque LCP® et vis standard et un spécimen d'os controlatéral sain, à une vitesse de déplacement angulaire inférieure à 1 °/mn.

Cependant, la rupture n'a pas été atteinte pour un couple maximal autorisé par la ligne de charge de 12 N.m pour l'os appareillé et 23 N.m pour l'os controlatéral (cf. : Figure 42).

Nous avons donc choisi de réaliser les essais biomécaniques de notre étude à un couple maximal d'environ 75% du couple maximal atteint le plus faible, soit 7 N.m.

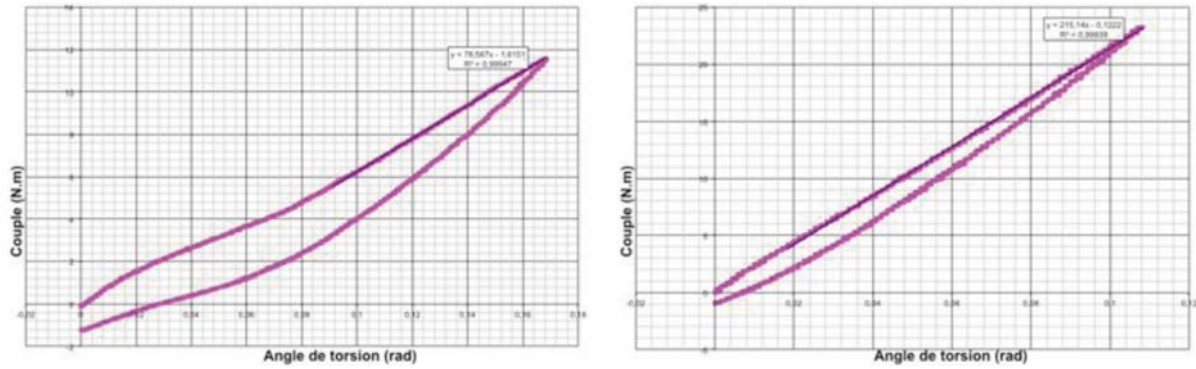


Figure 42 : courbes de couple en fonction de l'angle de torsion lors d'essais destructifs en torsion :

a) os appareillé

b) os controlatéral sain

**f) Sollicitation appliquée sur le spécimen en compression axiale**

Le banc de compression a été fabriqué de manière à autoriser un degré de liberté de la partie proximale des spécimens en rotation selon les axes x, y et z et en translation selon les axes y et z (repère orthonormé de l'os) (cf. : Figure 31 et Figure 43). Cela a été permis par la présence d'une table compacte à mouvements croisés (translation selon y et z) supportant une liaison sphérique entre le bloc de résine proximal et la traverse. En outre, la compression axiale a été effectuée selon l'axe mécanique des tibias : cela a permis une sollicitation de compression sur la portion d'os située entre la traverse et l'encastrement limitant les sollicitations "parasites" associées.

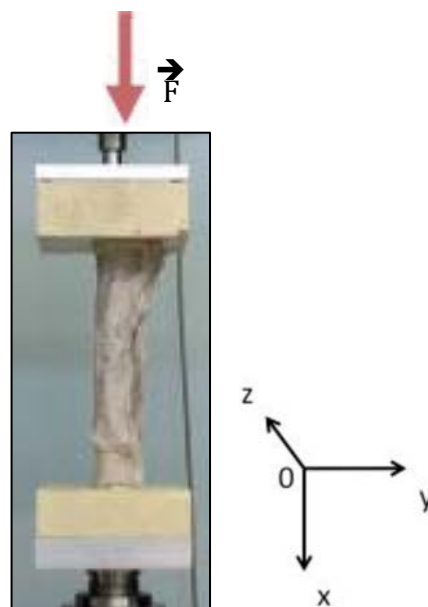


Figure 43 : charge appliquée sur un spécimen lors de compression axiale

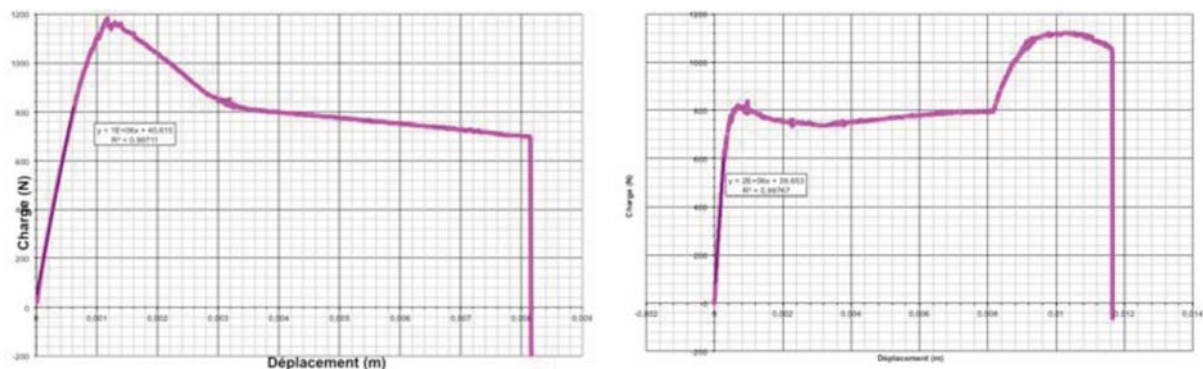


Nous avons choisi d'utiliser une vitesse inférieure à 1 mm/mn afin de rester dans le domaine quasi-statique.

Afin de déterminer la raideur ainsi que la charge et le déplacement à la limite élastique, nous avons réalisé une étude destructive en compression axiale sur un spécimen d'os appareillé par plaque LCP<sup>®</sup> et vis standard et un spécimen d'os controlatéral sain, à la vitesse de déplacement vertical de la flèche de 0,1 mm/mn.

La limite élastique de l'os appareillé a été atteinte vers 0,7 mm et 860 N celle de l'os controlatéral a été atteinte vers 0,3 mm et 630 N (cf. : Figure 44).

Nous avons donc choisi de réaliser les essais biomécaniques de notre étude à une charge maximale en compression axiale d'environ 50% de la limite élastique la plus faible, soit 400 N.



**Figure 44 : courbes de charge en fonction du déplacement vertical lors d'essais destructifs en compression axiale :**

**a) os appareillé**

**b) os controlatéral sain**

## **6. Mesure des propriétés mécaniques des différents spécimens par essais biomécaniques *ex vivo***

Nous avons réalisé des essais non destructifs en torsion, flexion 4 points et compression axiale pour déterminer la raideur en torsion, en flexion et en compression axiale des os appareillés et controlatéraux.

Chaque essai a été composé de 4 cycles comprenant une charge et une décharge. Les propriétés mécaniques ont été calculées uniquement à partir de la charge du 4<sup>ème</sup> cycle. Les 3 1<sup>ers</sup> cycles ont ainsi servi de précyclage et ont permis un calage des spécimens sur la ligne de charge.

La pente des courbes de charge en fonction du déplacement a été déterminée par régression linéaire sur l'ensemble des données de la phase de charge, sauf en cas de fin de précharge au début de la courbe. Les essais étant effectués dans le domaine élastique des spécimens, la phase de charge des courbes a donc été très linéaire ; ce qui s'est traduit par un coefficient de corrélation linéaire  $R^2$  très proche de 1.

La phase de décharge des courbes a également été examinée, afin d'objectiver la présence d'hystérésis ou de déformation plastique des spécimens. Une hystérésis a toujours été observée sur les courbes, liée au caractère visco-élastique des tissus osseux testés.

Malgré la randomisation par blocs et les mesures morphologiques des tibias, dans le cas d'une supériorité de raideur des os appareillés d'un groupe par rapport à l'autre groupe, cette supériorité aurait pu être attribuée aux différences de propriétés mécaniques des montages liées au type de vis utilisé mais aussi aux différences de propriétés mécaniques des tibias entre les 2 groupes. En effet, les dimensions et les propriétés mécaniques des tibias sains influent vraisemblablement sur les propriétés mécaniques des os appareillés, selon ce qui est appelé un "effet structure".

Le seul critère de raideur n'aurait pas permis une comparaison rigoureuse des groupes équipés de vis standard ou de vis à tête de verrouillage.

Le calcul de la perte de raideur  $K_r$  a consisté à comparer la raideur des os testés avec l'os controlatéral, servant de contrôle. Les propriétés mécaniques de l'os controlatéral étant, à priori, non significativement différentes de celles de l'os appareillé avant l'ostéotomie et l'ostéosynthèse [221, 222], l'utilisation de  $K_r$  a permis de limiter l'influence des variations anatomiques inter-individuelles sur la raideur des os appareillés, en pondérant la raideur des os appareillés par leur raideur initiale.

Les courbes de charge en fonction du rapprochement interfragmentaire latéral, permettant le calcul de leur pente  $S$ , ont fait appel à des mesures effectuées en des zones différentes de l'os. La charge mesurée a été appliquée sur l'os au niveau des poinçons intérieurs (flexion) ou de la liaison sphérique (compression), alors que le rapprochement interfragmentaire a été mesuré en regard des broches. La variable  $S$  a ainsi constitué, par approximation, une approche de la raideur locale au niveau latéral du foyer d'ostéotomie du spécimen testé (en flexion et compression axiale). En effet, la raideur locale véritable aurait dû être calculée à partir des données de rapprochement des broches et de charge en regard de celles-ci, mais aucun moyen n'a permis de déterminer les valeurs de charge en regard des broches. On emploiera donc le terme de raideur locale entre guillemets.

Cette "raideur locale" et la déformation interfragmentaire associée sont fondamentales dans la compréhension de la cicatrisation osseuse, puisque de nombreuses publications ont démontré l'influence des conditions de stabilité locale d'une fracture sur la possibilité de cicatrisation et sur sa vitesse (cf. : partie 1).

La déformation interfragmentaire longitudinale a été mesurée au niveau de la corticale latérale (opposée à la plaque). Nous avons tout lieu de penser que cette déformation interfragmentaire latérale a représenté la déformation interfragmentaire d'intensité la plus élevée parmi les différentes localisations de mesure possibles, autour de la perte de substance.

D'un point de vue subjectif, la visualisation d'une flexion des os appareillés en direction latéromédiale lors des essais en flexion 4 points, mais aussi en compression axiale, a laissé supposer que les corticales proximale et distale pouvaient, par géométrie, présenter un rapprochement maximal en regard de la zone latérale.

En outre, il a été démontré que la raideur de la plaque réduisait considérablement les mouvements interfragmentaires au niveau de la corticale située sous la plaque, à des valeurs de l'ordre de 0,07 à 0,2 mm. Cela a induit, pour des écarts interfragmentaires de 3 mm ou moins, des déformations très faibles, alors que les déformations interfragmentaires à l'opposé de la plaque ont présenté des valeurs plus élevées [93] [61].

En revanche, l'utilisation du système de mesure par broches et micromètre laser a démontré des limites. En effet, bien que la précision de ce système soit importante, lors des essais sur os controlatéraux, le rapprochement des broches a été infime et difficilement mesurable pour les valeurs de sollicitation utilisées.

## **B. Interprétation des résultats**

### **1. Caractéristiques morphologiques des tibias**

Les caractéristiques morphologiques ont présenté une variabilité assez réduite, ce qui a pu être lié à la randomisation et à la sélection d'animaux de gabarits similaires.

### **2. Resserrage des vis**

L'absence de resserrage des vis entre les essais avec différents types de sollicitation s'explique par le caractère quasi-statique des essais, les valeurs de sollicitation maximale inférieures aux valeurs à la limite élastique et le nombre limité de cyclages appliqués (4 cycles).

### **3. Propriétés mécaniques des tibias**

L'observation d'une variabilité inter-individuelle assez élevée des propriétés mécaniques des tibias appareillés et controlatéraux est inhérente au choix d'un modèle cadavérique. Lors d'expérimentation sur un modèle d'os synthétique, cette variabilité est nettement réduite [223]. Nous avons néanmoins souhaité employer un modèle cadavérique pour les essais biomécaniques en l'absence de cicatrisation osseuse (T0), afin de garantir une cohérence à la globalité de l'étude, dont la suite de l'expérimentation a fait appel à des animaux vivants, à différents stades de cicatrisation osseuse.

Nous n'avons pas observé de différence significative de raideur globale, de perte de raideur, de "raideur locale" ou de déformation interfragmentaire entre les os appareillés avec vis standard et ceux appareillés avec vis verrouillées, en flexion 4 points et en torsion.

En revanche, en compression, la raideur des os appareillés du groupe vis standard a été significativement supérieure à celle des os appareillés avec vis verrouillées et la perte de raideur significativement inférieure.

En compression, la "raideur locale" et la déformation interfragmentaire n'ont pas présenté de différence significative entre les 2 groupes. Néanmoins, les résultats de ces 2 paramètres ne doivent pas être négligés car leurs valeurs moyennes ont été fortement éloignées (respectivement diminution de 41,9% et augmentation de 62,6% pour le groupe vis verrouillées) et la valeur de *p* assez proche de 0,05 (respectivement *p*=0,090 et *p*=0,067). Une augmentation des effectifs aurait peut être permis d'obtenir des différences significatives entre les 2 groupes.

Nos résultats peuvent être comparés avec le peu d'études comparant des montages par plaques LCP<sup>®</sup> avec vis standard ou verrouillées, sur des diaphyses d'os long non ostéoporotiques.

O'Toole a montré que les raideurs en flexion 4 points, en torsion et compression axiale ont été équivalentes pour des plaques LCP<sup>®</sup> avec 4 vis bicorticales de 3,5 mm par fragment, standard ou verrouillées, appliquées sur des huméri synthétiques ou cadavériques humains, présentant une perte de substance médio-diaphysaire de 10 mm [220].

Avec les mêmes implants et le même modèle de perte de substance, mais 2 vis bicorticales par fragment et des ulnae cadavériques humains, Weiss n'a pas noté de différence

significative de raideur des os appareillés entre montages conventionnels et verrouillés, en flexion 4 points et torsion [172].

Toujours avec les mêmes implants, mais 3 vis par fragment et des fémurs cadavériques canins avec une ostéotomie médio-diaphysaire testés en torsion, Gordon est arrivé à la même conclusion [224].

Les mêmes implants ont été testés par Taylor, avec 3 vis par fragment et des clavicules synthétiques, présentant une perte de substance médio-diaphysaire de 10 mm. Aucune différence significative de raideur en flexion 4 points n'a été observée [225].

Nos résultats sont concordants avec ceux issus de ces 4 études, hormis les résultats en compression.

D'autres études ont éliminé le biais des trous combinés dans lesquels les vis standard ou verrouillées occupent des positions différentes, en faisant appel à des plaques fabriquées spécialement, acceptant des vis standard ou verrouillées dans des trous de plaque situés à la même position.

Ainsi, Bottlang a utilisé des plaques en titane avec 3 vis bicorticales de 4,5 mm par fragment, standard ou verrouillées, pour la fixation de fémurs synthétiques ostéoporotiques présentant une perte de substance médio-diaphysaire de 10 mm. En flexion 4 points dynamique destructive, il a constaté une résistance des os appareillés par montages verrouillés significativement inférieure de 22% à celle mesurée avec montages conventionnels [226].

Fitzpatrick a étudié les mêmes implants sur un modèle identique. Il a mesuré une raideur des os appareillés avec vis verrouillées significativement inférieure de 20% à celle des os appareillés avec vis standard, avec des sollicitations similaires à l'étude de Bottlang. De même, la raideur a été significativement inférieure de 19% en torsion et en compression dynamique destructive [227].

Ces résultats sont difficiles à comparer à ceux de notre étude en raison de leur utilisation de sollicitations dynamiques et d'un modèle ostéoporotique, structurellement et mécaniquement éloigné de notre modèle.

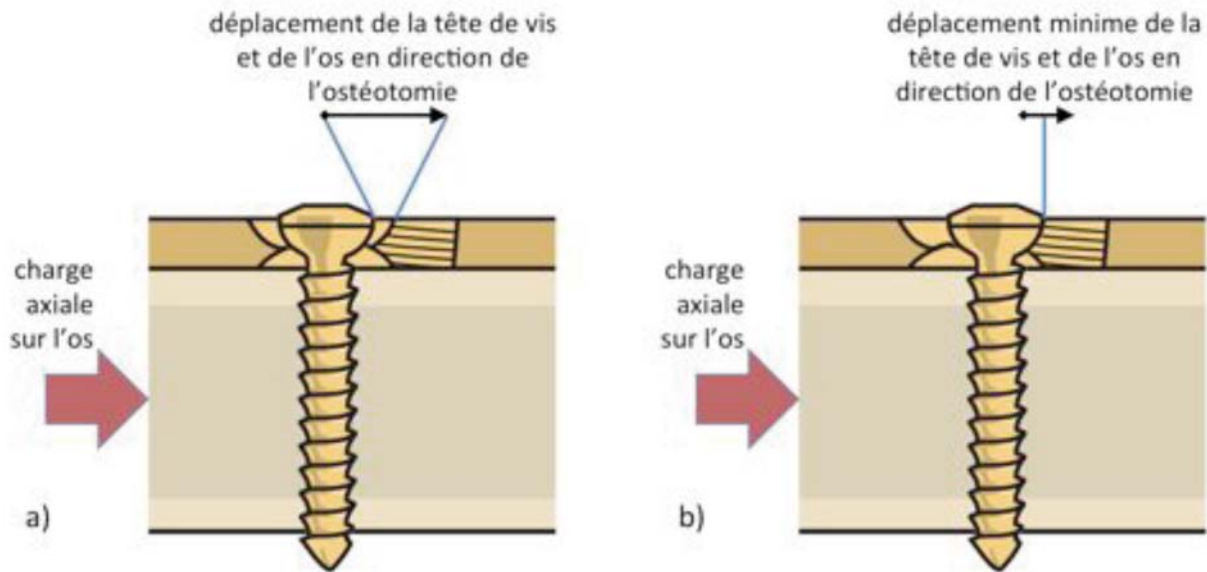
Dans notre étude, la supériorité de la raideur et de la "raideur locale" en compression des os appareillés par montages conventionnels par rapport aux montages verrouillés peut s'expliquer par les forces de friction entre la plaque et l'os induites par la compression de la plaque sur l'os lors du serrage des vis standard. Ces forces de friction n'existent pas dans les montages utilisant des vis verrouillées.

L'excentration des vis standard du côté de l'ostéotomie (côté interne) de la partie pour compression dynamique du trou combiné est également susceptible d'augmenter la raideur en compression axiale. Cette excentration interne a été choisie afin de limiter le risque de diminution de longueur de l'écart interfragmentaire lors de l'appui du membre.

En compression axiale, lorsque la charge appliquée excède les forces de friction entre l'os et la plaque, les 2 fragments osseux peuvent se rapprocher et le corps des vis a tendance à se déplacer en direction de l'écart interfragmentaire. Les têtes de vis viennent finalement se plaquer contre le bord interne de la partie pour compression dynamique du trou combiné. Lors de compression axiale, l'excentration interne des vis standard vient donc limiter le déplacement de leur tête dans le trou de la plaque et par conséquent limiter également le déplacement axial des fragments osseux en direction de l'ostéotomie (cf. Figure 45).

Ce blocage axial de l'os pourrait donc augmenter la raideur en compression des os appareillés par montages conventionnels, par rapport à une position centrée de ces vis.

Il serait intéressant de tester l'influence de l'excentration en position interne des vis standard en la comparant à des montages avec vis standard en position centrée.



**Figure 45 : illustration du déplacement d'une tête de vis standard dans la partie pour compression dynamique d'un trou combiné de plaque LCP® :**

**a) vis en position centrée**

**b) vis excentrée côté interne**

La supériorité significative de la raideur en compression des os appareillés avec vis standard, par rapport à celle des os appareillés avec vis verrouillées, explique l'infériorité significative de la perte de raideur du groupe vis standard, de par la relation mathématique entre ces 2 paramètres. Elle explique également la supériorité de la "raideur locale", qui, bien que non significative statistiquement, est la cause de l'infériorité de la déformation interfragmentaire des os appareillés avec vis standard.

En flexion latéro-médiale, la plaque subissant une tension, le corps des vis a tendance à basculer en direction de l'écart interfragmentaire et les têtes de vis à l'opposé. L'excentration vers le foyer d'ostéotomie des vis standard n'aurait pas été susceptible, à priori, d'engendrer des conflits mécaniques entre la tête de vis et le trou de la plaque, ne modifiant ainsi pas la raideur en flexion des os appareillés avec vis standard, par rapport à une position centrée de ces vis.

En torsion pure, sans couplage en traction-compression comme lors de nos essais, le corps des vis standard a tendance à basculer latéralement et les têtes de vis viennent donc se plaquer du côté latéral du trou de plaque. L'excentration interne de ces vis aurait donc dû avoir peu d'effet sur la raideur en torsion des os appareillés avec vis standard.

Quant aux vis verrouillées, le mécanisme de verrouillage de leur tête dans la plaque évite théoriquement, lors de sollicitations non destructives, ces phénomènes de basculement des corps de vis et de déplacement de la tête de vis dans le trou de la plaque, qui peuvent être associés à des modifications de la stabilité de l'implant [133].

## **C. Biais potentiels de l'étude**

### **1. Biais liés aux différences de morphologie des spécimens inclus**

Les os ont été choisis avec des critères d'inclusion permettant de minimiser les différences staturo-pondérales entre les différents spécimens, puisque les animaux appartenaient au même sexe, à la même race et que les inclusions en résine des extrémités osseuses ont été effectuées en s'assurant d'une même longueur libre d'os entre les socles d'encastrement.

Mais le poids et l'âge des individus et les dimensions de leurs os ne pouvaient être parfaitement équivalents.

Pour minimiser le biais lié aux différences morphologiques des individus inclus, une randomisation par blocs a été utilisée pour la répartition des spécimens dans les 2 groupes. L'opération a été répétée pour les 2 lots de 12 ou 14 animaux utilisés dans l'étude *in vivo* de ce travail (cf. : partie 3).

Cette randomisation constitue le seul moyen d'attribution du type de vis de façon aléatoire, en s'assurant que l'attribution d'un ovin à un groupe n'est pas influencée par les caractéristiques des ovins. Elle permet ainsi d'espérer obtenir des groupes comparables en tous points [228].

Nous avons employé une table de permutations au hasard à 6 éléments (partie 2) ou 7 éléments (partie 3), adaptée d'après celles de Cochran [229]. Chaque numéro de tibia a correspondu à une valeur dans la table, comprise entre les chiffres 1 à 6 ou 7. Nous avons décidé arbitrairement de la correspondance entre chiffre pair et utilisation de vis à tête de verrouillage et entre chiffre impair et utilisation de vis corticale standard (cf. : Annexe 7).

Un bloc vertical à 6 ou 7 valeurs de la table a donc permis de répartir aléatoirement le traitement pour 6 ou 7 individus.

Le biais lié aux différences de morphologie des spécimens inclus, autrement dit l'"effet structure" pouvant influencer les résultats des comparaisons biomécaniques entre les 2 groupes, a vraisemblablement été négligeable car l'analyse statistique des paramètres morphologiques des 2 groupes n'a pas montré de différence significative entre les 2 groupes.

### **2. Biais liés au protocole de création du modèle de fracture et d'ostéosynthèse**

Un protocole strict a été utilisé pour réaliser les montages osseux. Ils ont tous été réalisés par le même chirurgien. Une certaine variabilité entre les montages n'a pu cependant être exclue, notamment liée à la réalisation de l'ostéotomie. Bien qu'une pièce d'écartement d'une largeur de 5 mm ait été utilisée et les fragments osseux positionnés en contact étroit avec cette pièce, un déplacement minime des fragments lors du serrage des vis avec les montages conventionnels aurait pu survenir, induisant une variabilité de la longueur de l'espace interfragmentaire.

De même, l'existence d'une certaine variabilité du modelage des plaques et de l'alignement des 2 abouts a été possible, impliquant une faible déviation axiale ou angulaire. Ces biais ont été toutefois minimes et inévitables, vu la technique chirurgicale employée, réalisée sur des pièces cadavériques et non sur des cylindres synthétiques homogènes.

### 3. Biais liés à la nature des implants utilisés

Afin de comparer le seul effet du verrouillage, nous avons utilisé dans les 2 groupes d'animaux des implants aux caractéristiques quasiment identiques. Ainsi, dans les 2 groupes, les plaques ont consisté en des plaques LCP<sup>®</sup> de même longueur, le nombre de vis et la distance entre la plaque et l'os ont été identiques, les vis ont toutes été choisies autotaraudantes et bicorticales, etc.

Cependant, 2 paramètres ont différé entre les 2 groupes. Le 1<sup>er</sup> a consisté en une différence de distance séparant le foyer fracturaire des vis centrales.

En effet, la nature des trous combinés des plaques LCP<sup>®</sup>, permet l'insertion de vis à tête de verrouillage ou de vis corticales standard au sein d'un même trou, mais selon 2 positions obligatoirement distantes de quelques mm. La distance entre les 2 trous centraux de la plaque, entourant le foyer fracturaire (définie comme la distance de travail de la plaque) a donc été différente selon le type de vis employé. Elle a varié de 7,0 mm (cf. : Figure 46).

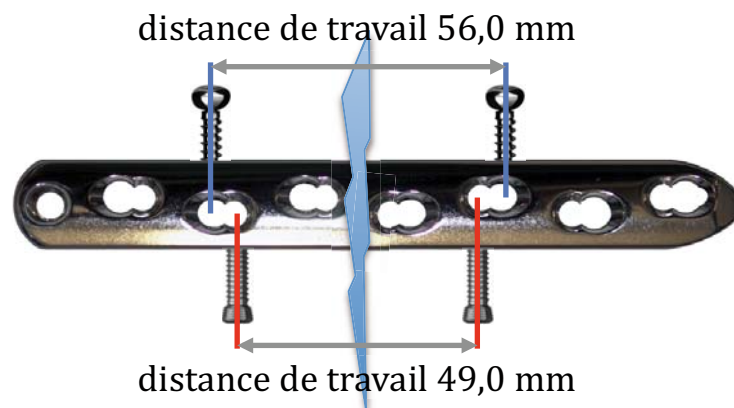
L'influence de cette différence de distance de travail sur les propriétés mécaniques d'os appareillés présentant une perte de substance comme celle utilisée dans notre étude, est sujette à controverse et doit être nuancée en fonction du type de sollicitation appliquée. Stoffel a ainsi montré que, lors d'omission des 2 vis de 4,5 mm proches de l'ostéotomie, avec des plaques verrouillées en titane pontant une perte de substance de 6 mm, la raideur en compression a été réduite de 64% et celle en torsion de 36% [157].

Une autre étude a montré que pour un écart interfragmentaire de 10 mm, l'augmentation de la distance de travail d'une plaque LCP<sup>®</sup> pour vis de 2,4 mm n'aurait aucun effet significatif sur la raideur en compression [174].

De même, une étude sur le même modèle avec des plaques verrouillées pour vis de 4,5 mm a obtenu les mêmes résultats pour des plaques en acier, mais a observé une corrélation significativement négative entre longueur de travail et raideur en compression pour des plaques en titane [175].

Enfin, une autre étude n'a pas observé de différences significatives de raideur en compression en fonction de la distance de travail, avec des plaques LCP<sup>®</sup> en acier pour vis de 4 mm appareillant un modèle de perte de substance de 8 mm [173].

De ce fait, il paraît difficile de connaître l'influence de la différence de distance de travail existant dans notre étude sur les propriétés mécaniques mesurées. Le choix d'utilisation de plaques LCP<sup>®</sup> du commerce n'a pas permis de s'affranchir de ce biais.



**Figure 46 : illustration de la différence de distance de travail pour la plaque LCP<sup>®</sup> utilisée dans notre étude, avec des vis standard (en haut) ou des vis verrouillées (en bas)**

Le 2<sup>ème</sup> paramètre a concerné la géométrie des vis verrouillées, différant de celle des vis corticales standard par le diamètre de l'âme et le diamètre externe (respectivement 3,2 mm et 4,5 pour les vis corticales standard et 4,3 mm et 5,0 mm pour les vis verrouillées. Les caractéristiques du filetage osseux ont également été différentes, l'interface avec la vis présentant une surface supérieure pour les vis verrouillées [61, 136]. Cela engendrerait potentiellement une différence de tenue dans l'os et de résistance à la flexion entre les 2 types de vis.

#### **4. Biais liés à la position d'insertion des vis standard**

Nous avons inséré les vis standard en position excentrée du côté interne (côté de la perte de substance) de l'unité de compression dynamique des trous combinés. Cette excentration a été réalisée pour éviter un rétrécissement du foyer d'ostéotomie lors de sollicitation de l'os appareillé. La position neutre du guide-mèche universel 4,5/3,2 mm a été utilisée pour le perçage des trous de vis standard, en le décalant d'1 mm en direction interne du trou.

Bien que toutes les vis aient été insérées par le même chirurgien, la réalisation de ce geste n'a probablement pas été parfaitement standardisée, aucun guide-mèche n'existant pour sa réalisation.

#### **5. Biais liés à l'intensité de serrage des vis standard**

Toutes les vis ont été serrées de façon standardisée, avec un tournevis équipé d'un limiteur de couple à 4 N.m, de façon à pouvoir comparer les montages entre eux, en s'affranchissant de la variation liée à l'intensité du serrage des vis.

En effet, des vis corticales standard serrées avec un couple élevé présenteront une meilleure tenue dans l'os, engendreront une raideur supérieure du montage et assureront une meilleure stabilité en fatigue de la plaque, puisqu'elles procureront un coefficient de friction supérieur à l'interface plaque-os, par rapport à des vis serrées avec un couple plus faible.

En revanche, un serrage excessif des vis risquera d'entraîner des lésions du filetage osseux, la tenue des vis dans l'os étant alors inférieure, de même que la raideur du montage [126-128]. Pour des vis corticales de 4,5 mm appliquées sur des tibias ovins, ce couple maximal délétère serait de 5 N.m [127].

Le couple de serrage des vis corticales choisi dans notre étude a donc été situé dans cette zone de 3 à 5 N.m d'efficacité maximale des vis sur les forces de friction à l'interface os-plaque, sans effet délétère de leur serrage [126-128].

#### **6. Biais liés au positionnement des broches pour mesures locales**

Les broches permettant les mesures locales autour de la perte de substance ont été positionnées sur la corticale latérale, correspondant à la zone où les mouvements interfragmentaires attendus auraient été les plus élevés.

Même si leur positionnement a été effectué au moyen d'un dispositif de guidage afin de minimiser les différences de positionnement entre les spécimens, il est probable que le positionnement des broches n'ait pas été strictement identique sur tous les spécimens, en terme de point d'insertion, d'orientation et de distance par rapport à la perte de substance.



En outre, la direction des broches n'a peut-être pas été toujours située exactement selon le plan médio-latéral de flexion maximale de l'os lors de flexion 4 points et lors de compression axiale, ni même toujours située orthogonalement au faisceau laser.

Enfin, l'utilisation de broches a impliqué un forage dans l'os. Le diamètre réduit de ces broches (1,5 mm) et leur positionnement monocortical n'a vraisemblablement pas pu induire de lésions suffisantes pour altérer les résultats des essais biomécaniques sur les os appareillés.

La mesure des mouvements interfragmentaires aurait dû, idéalement, être effectuée par des appareils de mesure sans contact (comme le micromètre à balayage laser), mais sans aucune invasivité sur le spécimen à tester. De plus, l'évaluation des déformations interfragmentaires a été limitée à la direction longitudinale dans notre étude. La mesure des déformations transverses et angulaires aurait complété l'analyse biomécanique des montages.

Des techniques de mesure de déplacements comme la corrélation d'images numériques auraient pu être envisagées pour répondre à ces besoins, en utilisant des caméras numériques et un logiciel de traitement des images.

## **7. Biais liés à la direction de sollicitation en flexion et à la succession des essais biomécaniques**

Le biais éventuel lié à l'orientation de la force de flexion latéro-médiale lors des essais de flexion 4 points pose question. Les résultats des propriétés mécaniques en flexion auraient probablement différés si la force de flexion avait été appliquée sur l'une des 3 autres faces que la face médiale des tibias. Certaines études montrent que les raideurs de montages avec plaques conventionnelles et verrouillées peuvent être significativement différentes selon le plan de flexion choisi [218, 230]. D'autres études ne révèlent pas de différence selon le plan de flexion [231, 232].

Mais cette configuration a été choisie car elle correspond à une situation de sollicitation physiologique et une situation clinique de positionnement de la plaque sur l'os.

Les 3 types de sollicitation ont été appliqués sur les os appareillés et les os controlatéraux successivement. L'ordre de réalisation a toujours été le même et nous avons utilisé des valeurs maximales de sollicitation inférieures aux limites élastiques des spécimens, déterminées lors de l'étude destructive préliminaire. En outre, les essais biomécaniques ont été réalisés dans le domaine quasi-statique et non pas dynamique.

Néanmoins, la succession des essais aurait-elle pu influencer la stabilité de la fixation par plaques vissées et particulièrement l'intégrité du filetage créé dans l'os ? Un certain nombre d'études ont montré que les raideurs des os appareillés par des montages conventionnels et verrouillés restaient équivalentes après un nombre réduit de cyclages, comme dans l'étude de Koval, faisant appel à 1000 cycles [233].

Ayant réalisé seulement 4 cycles de charge-décharge à vitesse quasi-statique, la succession des essais biomécaniques n'a pas influencé les résultats de l'évaluation biomécanique, d'autant plus que les raideurs mesurées entre les 2<sup>ème</sup> et 4<sup>ème</sup> cycles de sollicitation ont systématiquement présenté des valeurs équivalentes.

## **Conclusion**

Notre étude biomécanique *ex vivo* a été menée sur un modèle cadavérique de perte de substance médio-diaphysaire tibiale, lors de sollicitation en flexion 4 points, torsion et compression.

Cette étude n'a pas montré de différence significative des propriétés mécaniques globales et locales des os appareillés par plaque LCP<sup>®</sup> avec des vis verrouillées ou avec des vis standard, en flexion et torsion.

Ce résultat est en accord avec d'autres études expérimentales.

En revanche, une supériorité de la raideur et de la "raideur locale" des montages avec vis standard, s'accompagnant d'une infériorité de la perte de raideur et des déformations interfragmentaires a été mise en évidence par les essais biomécaniques en compression axiale.

Elle aurait pu être liée aux forces de friction entre la plaque et l'os induites par la compression de la plaque sur l'os lors du serrage des vis standard, ainsi qu'à l'excentration en position interne des vis standard. Ceci induit un blocage axial de l'os.

Ces résultats ont été obtenus par des essais biomécaniques non destructifs, à vitesse quasi-statique. Or, en situation clinique, la fixation des fractures doit à la fois résister à des sollicitations aiguës et cycliques. C'est pourquoi une étude mécanique *ex vivo* comparative des mêmes implants en fatigue et une étude *in vivo* devraient être envisagées.

D'autre part, cette partie de notre travail s'est intéressée uniquement à l'aspect mécanique de la comparaison entre fixation conventionnelle et verrouillée.

La fixation la plus raide n'est pas obligatoirement la mieux adaptée à la cicatrisation d'une perte de substance osseuse, comme dans le cas des fractures comminutives non reconstituables. En outre, la cicatrisation osseuse ne dépend pas uniquement des conditions mécaniques à hauteur du foyer fracturaire, mais également des conditions biologiques. La vascularisation, notamment, peut jouer un rôle crucial dans le processus de cicatrisation.

Pour asseoir la pertinence clinique de cette expérimentation, une étude comparative *in vivo* de la cicatrisation osseuse obtenue avec les 2 types de montages a été réalisée.

**3<sup>ème</sup> partie :**  
**étude *in vivo***



## Résumé

L'objectif de cette partie de l'étude a été de déterminer l'effet du verrouillage des vis sur la cicatrisation osseuse d'os appareillés présentant un modèle de fracture comminutive.

Pour cela, une perte de substance tibiale médio-diaphysaire de 5 mm a été créée sur des ovins et été fixée par une plaque LCP® large pour vis de 4,5/5,0 mm, équipée soit de 6 vis corticales standard (groupe contrôle) soit de 6 vis verrouillées (groupe expérimental).

Un lot de 12 brebis a été euthanasié à 6 semaines après l'intervention et un lot de 14 brebis a été euthanasié à 12 semaines postopératoires. Le choix du type de vis utilisé a été déterminé par randomisation, pour les 2 lots d'animaux.

Après l'intervention, les brebis ont été placées dans un filet pendant moins de 24h. Une résine renforcée a été appliquée sur le membre gauche opéré et conservée jusqu'à la fin de l'expérimentation. Les brebis ont alors été transférées dans des box de taille limitée, sans restriction de leur déplacement ni de l'appui.

Immédiatement après l'euthanasie, les paires de tibias ont été prélevées, radiographiées et ont subi des mesures de leurs caractéristiques morphologiques.

Le resserrage des vis a été évalué. Les propriétés biomécaniques des tibias opérés ont été déterminées par des essais biomécaniques sur les os appareillés à 6 et 12 semaines et sur les cals osseux, après retrait de la plaque à 12 semaines, de même que les propriétés biomécaniques des os controlatéraux de chaque paire. Les essais ont été conduits dans les mêmes conditions que celles décrites dans la partie 2.

A l'issue des essais biomécaniques, une étude histologique et histomorphométrique des cals a été réalisée.

Les vis standard ont présenté un nombre significativement plus élevé de vis desserrées que les vis verrouillées, malgré un couple de serrage initial identique.

Les différentes évaluations des cals à 12 semaines ont conclu à une supériorité des cals obtenus par fixation verrouillée, sur la base de critères radiographiques et histomorphométriques (différences significatives) ainsi que selon des critères histologiques (différences non significatives).

En outre, à 12 semaines, les os appareillés avec vis verrouillées ont présenté une supériorité significative des propriétés mécaniques globales et locales et une infériorité significative de la déformation interfragmentaire en flexion, ainsi qu'une infériorité significative de la déformation interfragmentaire en compression.

Concernant les cals osseux, une supériorité significative des propriétés mécaniques globales du groupe vis verrouillées a été révélée, à la fois en flexion et en compression. Une supériorité significative de la "raideur locale" et une infériorité significative de la déformation interfragmentaire du groupe vis verrouillées ont également été observées en flexion. La déformation interfragmentaire du groupe vis verrouillées a présenté une nette infériorité en compression. Pour les autres essais sur les cals et les os appareillés à 6 semaines, aucune différence significative n'a été observée.

L'augmentation des raideurs globales et locales et la diminution des pertes de raideur et déformations interfragmentaires des os appareillés avec vis verrouillées entre 6 et 12 semaines ont été significativement supérieures à celle des os appareillés avec vis standard, grâce à la contribution mécanique des cals.

L'utilisation de vis verrouillées avec des plaques LCP<sup>®</sup> a donc conduit à une cicatrisation osseuse de qualité supérieure par rapport aux vis standard. Elle a également été favorable à un développement significativement plus rapide de la cicatrisation osseuse, par rapport à l'utilisation de vis standard.

Les différences de résultats entre les 2 groupes pourraient être liées à :

- une supériorité des déformations interfragmentaires initiales en compression,
- une stabilité au cours du temps de la solidarisation du complexe vis-plaque des vis verrouillées supérieure à celle du complexe vis-plaque-os des vis standard,
- une préservation de la vascularisation périostée pour les montages verrouillés.

Ces éléments conduiraient à un environnement périfracturaire biomécanique et biologique plus favorable pour les montages verrouillés que pour les montages conventionnels.

Les valeurs des déformations interfragmentaires des os appareillés à 6 et 12 semaines expliqueraient la nature des différents tissus observés lors de l'analyse histomorphométrique.

Compte-tenu de tous ces éléments, l'utilisation clinique des plaques verrouillées paraît donc recommandée lors de fracture comminutive médio-diaphysaire.

## **Introduction**

Dans la précédente partie de ce travail, les montages par plaque LCP® équipée de vis à tête de verrouillage ont montré un comportement biomécanique différent de celui de montages avec des vis corticales standard. Les os appareillés avec vis verrouillées ont présenté une raideur en compression significativement inférieure à celle des os appareillés avec vis standard, entraînant une supériorité des déformations interfragmentaires en compression.

Néanmoins, ces résultats ont été obtenus par des essais biomécaniques non destructifs, à vitesse quasi-statique. Or, en situation clinique, la fixation des fractures doit à la fois résister à des sollicitations aiguës et cycliques.

D'autre part, la cicatrisation osseuse ne dépend pas uniquement des conditions biomécaniques de l'ostéosynthèse [21, 24, 35-37]. Les conditions biologiques, comme la vascularisation locale, constituent des facteurs influençant l'évolution de la cicatrisation osseuse, en terme de qualité et de rapidité [103, 105-109, 111].

Enfin, très peu d'études *in vivo*, comparant la cicatrisation osseuse obtenue avec des plaques conventionnelles ou avec des plaques verrouillées, sont disponibles (cf. : Annexe 2). En outre, elles portent généralement sur la comparaison de plaques différant par de nombreux critères autres que le type de vis utilisé, font appel à des modèles de fracture simple et leurs résultats sont parfois contradictoires. Quant au faible nombre d'études cliniques comparatives, elles concernent bien souvent, là encore, des implants différents et regroupent des fractures et des patients présentant une grande variabilité (cf. : Annexe 3).

Au final, peu d'informations sont disponibles quant à l'intérêt des vis verrouillées par rapport aux vis standard, dans la cicatrisation osseuse de fractures comminutives obtenue grâce à des plaques identiques.

Pour asseoir la pertinence clinique de cette expérimentation, une étude comparative *in vivo* de la cicatrisation osseuse obtenue avec les 2 types de montages a été réalisée. Nous avons fait l'hypothèse initiale que les montages par plaque LCP® verrouillée favorisaient la cicatrisation osseuse par rapport aux montages par plaque LCP® équipée de vis standard.

L'objectif de cette partie de notre étude a donc été de déterminer l'effet du verrouillage des vis en comparant la cicatrisation osseuse de tibias ovins présentant un modèle de fracture comminutive identique à celui utilisé précédemment, à 6 et 12 semaines. L'ostéosynthèse de ces modèles a été effectuée, de façon standardisée, par plaque LCP® équipée soit de vis à tête de verrouillage soit de vis corticales standard.

## I. Matériels et méthodes

L'ensemble des matériels et méthodes de l'étude *in vivo* étant très proche de celui de l'étude cadavérique présentée dans la partie 2, ici ne seront présentés que les éléments divergents.

### A. **Matériels**

#### 1. **Animaux et spécimens**

26 brebis adultes de race Tarasconnaise, pesant entre 45 et 80 kg (poids moyen 60 kg) ont été utilisées dans l'étude *in vivo*.

Les animaux ont été acclimatés pendant 2 semaines avant l'expérimentation. Ils ont été traités contre les parasites digestifs à l'aide de closantel (Janssen<sup>TM</sup> Seponver<sup>®</sup>) et d'ivermectine (Merial<sup>TM</sup> Oramec<sup>®</sup>). Des prises de sang ont été effectuées dans le cadre de la prophylaxie sanitaire, pour la sélection d'animaux indemnes de brucellose, fièvre catarrhale ovine et pestivirus ovine.

Après avoir vérifié radiographiquement l'absence d'anomalie osseuse et la fermeture des cartilages de conjugaison, l'homogénéité des tibias a été évaluée *post-mortem* en comparant leurs caractéristiques morphologiques, mesurées à l'aide d'un pied à coulisse.

Les maladies systémiques graves, les décès pour une raison non liée à l'expérimentation, ainsi que les complications septiques avancées (ostéomyélite avec séquestre osseux) ont constitué des critères d'exclusion.

L'ensemble des animaux a été divisé en 2 lots de 12 animaux euthanasiés à 6 semaines et 14 animaux euthanasiés à 12 semaines.

Les brebis ont toutes été traitées par des plaques LCP<sup>®</sup> et les 2 lots d'animaux ont été divisés en un groupe expérimental (plaques équipées de vis à tête de verrouillage) et un groupe contrôle (plaques équipées de vis corticales standard). Chaque groupe a été composé de 6 animaux à 6 semaines et 7 animaux à 12 semaines.

Pour cela, une randomisation par blocs a été effectuée par tirage au sort à l'aide de tables de permutations au hasard à 6 et 7 éléments, pour la répartition dans le groupe expérimental ou le groupe contrôle, pour chacun des 2 lots.

Il a été décidé arbitrairement d'effectuer les ostéosynthèses sur les tibias gauches, les tibias droits servant de contrôle.

#### 2. **Implants, machines d'essais biomécaniques et instruments de mesure**

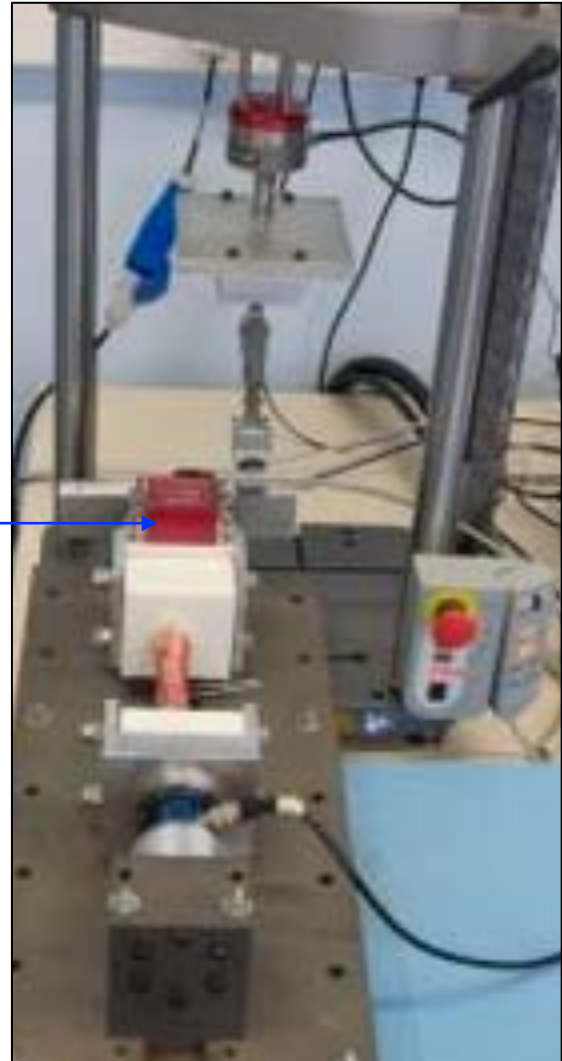
L'ensemble de ces matériels a été identique à celui employé dans la partie 2, à l'exception de l'inclinomètre (cf. : Figure 47).



**Inclinomètre SENSOREX™ SX41142® :**

Ce capteur d'inclinaison sans contact, à détection optique infra-rouge, a été utilisé lors des essais en torsion quasi-statique sur les tibias des lots 6 et 12 semaines, en remplacement de l'inclinomètre précédent. Il possède une étendue de mesure de  $\pm 14,5^\circ$ , une résolution de 0,01% soit  $0,00145^\circ$  et une sortie en tension. Il a été alimenté par une alimentation de laboratoire à 24 V. L'inclinomètre a subi un étalonnage officiel par le fabricant avant les essais.

Inclinomètre SENSOREX™



**Figure 47 : photographie du banc de torsion avec remplacement de l'inclinomètre**

### **3. Matériel d'imagerie médicale**

Les radiographies numériques sur les ovins ont été effectuées à l'aide d'un générateur de rayons X (Varian™ Sapphire RAD-60®) équipé d'un collimateur (Dunlee™ Collimat M®) et fixé sur un pied de hauteur réglable.

Les radiographies sur les os prélevés et disséqués ont été effectuées à l'aide de la machine décrite dans la partie 2.

Le reste du matériel de numérisation et d'interprétation a été identique à celui de la partie 2.

## **B. Méthodes**

L'ensemble du protocole expérimental présenté ici a été validé par le Comité d'Éthique pour l'Expérimentation Animale de la région Midi-Pyrénées (cf. : Annexe 8). Il a suivi un calendrier strict (cf. : Annexe 9).

### **1. Mesures morphologiques**

La longueur totale et les diamètres crâniocaudal et latéromédial des tibias ont été mesurés *post-mortem* à l'aide d'un pied à coulisse, à l'issue du prélèvement et de la dissection des membres (cf. : partie 2).

La longueur totale a été définie par la longueur entre l'éminence intercondylienne médiale et le bord distal de la malléole médiale. Les diamètres crâniocaudal et latéromédial ont été définis par le diamètre externe de l'os en regard de la portion située distalement à la plaque.

### **2. Protocole anesthésique et analgésique**

L'induction a été réalisée par injection intraveineuse de 20 mg/kg de thiopental sodique (Merial<sup>TM</sup> Nesdonal<sup>®</sup>). Après intubation endotrachéale, l'entretien a été effectué avec de l'isoflurane (Isoflurane Belamont<sup>®</sup>).

L'analgésie peropératoire a été obtenue par injection épidurale de 3 mg/kg de lidocaïne 2% (CEVA<sup>TM</sup> Xylovet<sup>®</sup>). L'analgésie postopératoire a été obtenue par injection intramusculaire de 2 mg/kg d'acide tolfénamique (Vétoquinol<sup>TM</sup> Tolfine<sup>®</sup>), avant le réveil anesthésique et pendant chacun des 3 jours postopératoires.

Une antibioprophylaxie a été réalisée par injection intramusculaire de 2 mg/kg de ceftiofur (Pfizer<sup>TM</sup> Excenel<sup>®</sup>) au moment de l'induction.

### **3. Création du modèle de fracture et ostéosynthèse**

Les interventions chirurgicales ont été réalisées dans le respect strict des principes de l'asepsie chirurgicale, avec une équipe chirurgicale identique pour toutes les interventions.

Un abord crânio-médial large de la diaphyse tibiale gauche a été pratiqué. Les centres articulaires proximal et distal ont été repérés par arthrocentèse à l'aiguille 23 G. Le milieu du segment joignant ces 2 repères, représentant le site d'ostéotomie choisi, a ensuite été mesuré à l'aide d'une règle stérile et repéré par une incision périostée réalisée au bistouri électrique puis à la scie oscillante. Un marquage longitudinal traversant le site d'ostéotomie a été réalisé sur la corticale caudale à la scie oscillante, afin de vérifier ultérieurement l'absence de rotation du tibia.

Le modelage et le positionnement de la plaque, le modèle de perte de substance et l'ostéosynthèse par vis standard ou vis verrouillées ont été identiques dans les 2 parties de l'étude (cf. : Figure 48, Figure 49 et Figure 50).

Les trous de vis ont été percés et l'ostéotomie pratiquée sous irrigation continue par une solution isotonique de NaCl 0,9%.

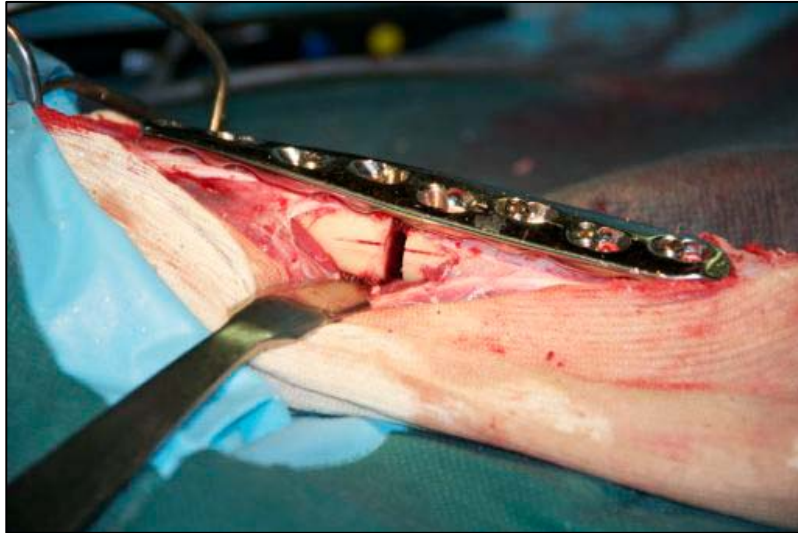
Les longueurs des différentes vis ont été consignées pour chaque trou de plaque et chaque tibia opéré.



**Figure 48 : photographie peropératoire lors de l'ostéotomie tibiale à la scie oscillante, sous irrigation continue (plaque fixée par la vis 1 et basculée crânialement)**



**Figure 49 : photographie après écartement du site d'ostéotomie et plaque fixée sur le tibia**



**Figure 50 : photographie du modèle de perte de substance, avec le marquage longitudinal sur la corticale caudale permettant de contrôler l'alignement rotationnel du tibia**

Enfin, un surjet simple a permis la fermeture du fascia et du tissu sous-cutané à l'aide de fil tressé résorbable déc. 3,5 (Ethicon<sup>TM</sup> Vicryl<sup>®</sup>) et celle du tissu cutané à l'aide de fil monofilament irrésorbable déc. 3 (Ethicon<sup>TM</sup> Ethilon<sup>®</sup>).

#### **4. Conditions postopératoires**

Après nettoyage de la plaie chirurgicale, un pansement liquide vétérinaire a été mis en place, afin de protéger la plaie des contaminations extérieures.

Lors du réveil anesthésique, les brebis ont été immobilisées dans un filet, en appui partiel sur les 4 membres, pendant 12 à 24h : ceci afin d'éviter tout mouvement brutal délétère, avant le réveil complet et la récupération de la motricité des membres pelviens, suite à l'anesthésie épidurale (cf. : Figure 51).



**Figure 51 : photographie d'une brebis immobilisée dans un filet en phase postopératoire**



Environ 12 à 24h après l'intervention, une résine renforcée avec un rond en aluminium de 6 mm de diamètre a été mise en place sur le membre opéré, sous sédation. Cette résine renforcée, qui englobait les onglons et montait jusqu'en partie proximale du tibia, a été conservée jusqu'à la fin de l'expérimentation (cf. : Figure 52).



**Figure 52 : photographie d'une brebis avec une résine renforcée, dans son box**

Les brebis ont ensuite été transférées dans des box d'une surface de 2 m<sup>2</sup>, dans lesquels les brebis ont été groupées par 2 et autorisées à se déplacer librement, sans restriction d'appui. La surface limitée de ces box a néanmoins évité toute possibilité de course (cf. : Figure 53).

L'analgésie postopératoire a été assurée par injection intramusculaire quotidienne de 2 mg/kg d'acide tolfénamique (Vétoquinol<sup>TM</sup> Tolfine<sup>®</sup>), pendant 3 jours.

Les brebis ont été nourries pluriquotidiennement avec du foin et un concentré à base de luzerne et ont disposé d'un accès permanent à des abreuvoirs automatiques.

Un cahier d'expérimentation, consignait les examens cliniques et orthopédiques des brebis, les anomalies rencontrées, les traitements éventuels et les résultats d'expérimentation a été tenu à jour.



**Figure 53 : photographie des box d'hébergement des brebis**

Les 26 brebis ont été réparties en 2 lots d'animaux euthanasiés à 6 et 12 semaines. L'euthanasie a été effectuée par injection intraveineuse d'un mélange de 10 mL d'embutramide, mébézonium et tétracaïne (Intervet<sup>TM</sup> T61<sup>®</sup>).

## **5. Évaluation clinique**

Les brebis ont subi un examen clinique quotidien. Des mesures de température rectale, un examen de la région de la résine et un examen orthopédique (évaluation de la boiterie et de l'appui sur le membre opéré) ont été effectués tous les jours la 1<sup>ère</sup> semaine puis une fois par semaine. Le comportement des animaux, pouvant révéler des signes de douleur, a été observé régulièrement, de même que le statut pondéral de ceux-ci.

## **6. Évaluation radiographique**

### **a) Examens radiographiques**

Des radiographies postopératoires du membre opéré, selon des incidences médiolaterale et crâniocaudale, ont été réalisées pour vérification du positionnement des implants, de l'alignement du tibia et de la longueur initiale de l'espace interfragmentaire. Elles ont été effectuées sur animal en cours de réveil anesthésique (cf. : Figure 54).

Sur les animaux du lot 12 semaines, des radiographies de suivi du membre opéré ont été réalisées à 6 semaines postopératoires pour évaluation de la cicatrisation osseuse et du positionnement des implants.

Elles ont été effectuées sur animal sédaté par 0,1 mg/kg de xylazine (Bayer<sup>TM</sup> Rompun<sup>®</sup> 2% Solution Injectable) injectée par voie intraveineuse. La résine, radiotransparente, a été laissée en place pour la réalisation de ces radiographies.

Des radiographies finales du membre opéré et du membre controlatéral ont été réalisées après euthanasie (6 ou 12 semaines en fonction des lots) et prélèvement du membre, pour évaluation du positionnement des implants.

Enfin, des radiographies ont été réalisées sur les os après dissection et retrait de la plaque afin d'éliminer tout élément susceptible de modifier l'évaluation radiographique de la cicatrisation osseuse.

Les constantes radiographiques et la distance entre la source de rayons X et la cassette ont été les mêmes que pour la partie 2 et toujours identiques pour toutes les radiographies sur les différents animaux.



**Figure 54 : photographies du positionnement des ovins pendant un examen radiographique :**  
**a) décubitus latéral gauche (incidence médiolatérale)**  
**b) animal assis (incidence crâniocaudale)**

***b) Évaluation radiographique de la cicatrisation osseuse***

Une évaluation radiographique de la cicatrisation osseuse a été effectuée après retrait de la plaque sur les tibias du lot 12 semaines postopératoires, par le même opérateur et en aveugle (l'implant étant absent sur le cliché radiographique).

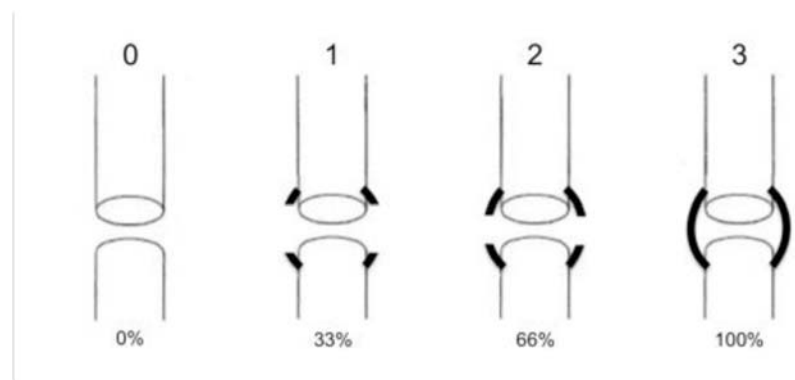
L'évaluation s'est basée sur une grille d'évaluation semi-quantitative de différents critères inhérents à la consolidation osseuse, tels que la réaction périostée, la consolidation osseuse et le remodelage osseux (cf. : Tableau 11, Figure 55 et Figure 56). Cette grille a été utilisée par différentes études portant sur la cicatrisation osseuse [234-237].

Le score total d'évaluation radiographique a été obtenu par l'addition des scores totaux pour chacune des 2 incidences radiographiques utilisées.

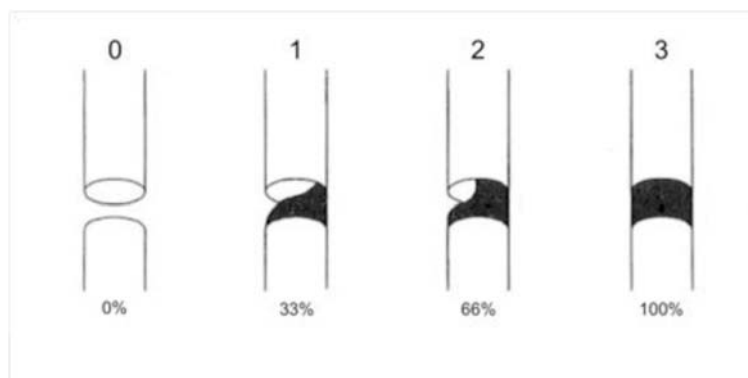
En outre, les lâchages d'implants (déformation ou rupture de plaque, arrachement, rupture ou desserrage de vis), les fractures sous implants, les complications septiques de la cicatrisation osseuse (ostéomyélite) éventuellement détectés sur les radiographies de suivi ont été consignés.

Critère	Évaluation	Score
Réaction périostée  (évaluée en % de la longueur de la perte de substance, additionnée sur les 2 segments osseux, en considérant la corticale où la réaction est maximale)	Complète (traverse complètement la perte de substance)	3
	Modérée (> 50% longueur perte de substance)	2
	Faible (< 50% longueur perte de substance)	1
	Nulle	0
Consolidation osseuse  (évaluée en % de la largeur de l'os)	Union complète (100%)	3
	Pontage modéré (> 50% largeur os)	2
	Pontage faible (< 50% largeur os)	1
	Pas d'os néoformé (non union)	0
Remodelage osseux des corticales	Corticales	2
	Canal médullaire	1
	Nul	0
SCORE TOTAL MAXIMAL SELON UNE INCIDENCE		8

**Tableau 11 : grille d'évaluation radiographique du cal osseux selon une seule incidence radiographique**



**Figure 55 : illustration des scores d'évaluation radiographique de la réaction périostée**



**Figure 56 : illustration des scores d'évaluation radiographique de la consolidation osseuse**



## 7. Évaluation du desserrage des vis

A l'issu du prélèvement des tibias des animaux euthanasiés, le serrage des vis a été contrôlé à l'aide d'un tournevis équipé d'un limiteur de couple à 4 N.m, dans le même ordre que l'insertion des vis. Le resserrage éventuel a été estimé et consigné, en se basant sur une grille d'évaluation semi-quantitative (cf. : Tableau 12).

Valeur	Signification
0	aucun resserrage
1	< ¼ tour
2	¼ - ½ tour
3	> ½ tour
4	lâchage de vis

**Tableau 12 : grille d'évaluation semi-quantitative du resserrage des vis**

## 8. Étalonnage des différents capteurs utilisés pour les essais biomécaniques

Le couplemètre Scaime<sup>TM</sup> SDF30<sup>®</sup> a été utilisé après étalonnage selon les modalités décrites en partie 2.

Concernant l'inclinomètre, le modèle TME<sup>TM</sup> PMPS 20L<sup>®</sup> utilisé en partie 2 a été remplacé par le modèle SENSOREX<sup>TM</sup> SX41142<sup>®</sup>.

L'inclinomètre SENSOREX<sup>TM</sup> SX41142<sup>®</sup> a subi un étalonnage officiel par le fabricant en le déplaçant selon différents angles connus et en mesurant la tension de sortie correspondante.

Les résultats des différentes mesures ont permis de tracer la courbe représentant l'angle en fonction de la tension lue (cf. : Annexe 10). Une régression linéaire a été effectuée afin de déterminer la correspondance entre ces 2 variables :

$$\text{Angle } (^{\circ}) = 0,0002959280 \times \text{Tension } (V) - 0,0004510502 \quad (9)$$

Avec  $r^2 = 1,00$

## **9. Essais biomécaniques non-destructifs ex vivo sur l'os appareillé, le cal osseux et l'os controlatéral**

### **a) Conditions des essais mécaniques et interprétation des mesures**

Les mesures des propriétés mécaniques des os appareillés ont été effectuées sur os frais immédiatement après euthanasie, pour les animaux des lots 6 et 12 semaines, de même que celles des cals osseux après retrait des implants, pour les animaux du lot 12 semaines.

Les mesures des propriétés mécaniques des os controlatéraux, servant de contrôle, ont été réalisées après décongélation effective à température ambiante (environ 12h après sortie du congélateur).

Les os ont été maintenus hydratés pendant toute la durée des essais biomécaniques, emballés dans des compresses imbibées avec une solution isotonique de NaCl 0,9%.

L'inclusion en résine des extrémités tibiales et le positionnement des 2 broches monocorticales ont été identiques à la partie 2. Les broches monocorticales pour mesure du rapprochement interfragmentaire latéral ont été insérées sur les os appareillés, sous contrôle radioscopique, et conservées pour les essais sur cals osseux, après retrait des plaques.

Les sollicitations ont été toujours réalisées selon le même ordre, identique à la partie 2, mais les essais sur cals osseux ont nécessité de retirer la plaque :

- ① Essai en flexion 4 points sur os appareillé puis explantation temporaire de la plaque
- ② Essai en flexion 4 points sur cal osseux puis repositionnement de la plaque
- ③ Inclusion en résine
- ④ Essai en torsion sur os appareillé
- ⑤ Essai en compression axiale sur os appareillé puis explantation définitive de la plaque
- ⑥ Essai en torsion sur cal osseux
- ⑦ Essai en compression axiale sur cal osseux

Pour les essais en flexion 4 points sur cal osseux, la plaque a été retirée puis remise en place, en dévissant puis revissant les vis précautionneusement avec le tournevis limiteur de couple à 4 N.m, selon le même ordre. En effet, les essais en flexion n'ont pu être réalisés sur des spécimens inclus en résine, compte-tenu de l'écartement des poinçons du banc de flexion et de la nécessité de laisser des degrés de libertés aux spécimens en flexion. Il a donc fallu réaliser la flexion sur les cals avant l'inclusion en résine nécessaire pour les essais en torsion et compression axiale.

Les lignes de charge en flexion 4 points, torsion et compression axiale et les vitesses de sollicitation ont été choisies identiques à celles utilisées dans la partie 2.

L'interprétation des résultats a été effectuée de la même façon que pour la partie 2, conduisant au calcul de la raideur (K), de la perte de raideur (Kr), de la pente des courbes de charge en fonction du rapprochement interfragmentaire latéral (S) et de la déformation interfragmentaire longitudinale latérale ( $\epsilon_{lat}$ ), pour les os appareillés à 6 et 12 semaines et les cals osseux à 12 semaines.

**b) Flexion 4 points**

Les valeurs de précharge et de charge maximale ont été respectivement de 40 N et 440 N pour les os appareillés et les os controlatéraux et de 2 N et 22 N pour les cals osseux.

**c) Torsion**

Les valeurs de couple maximal ont été de 6 N.m pour les os appareillés et les os controlatéraux et de 0,3 N.m pour les cals osseux. La torsion a été effectuée selon un sens horaire.

**d) Compression axiale**

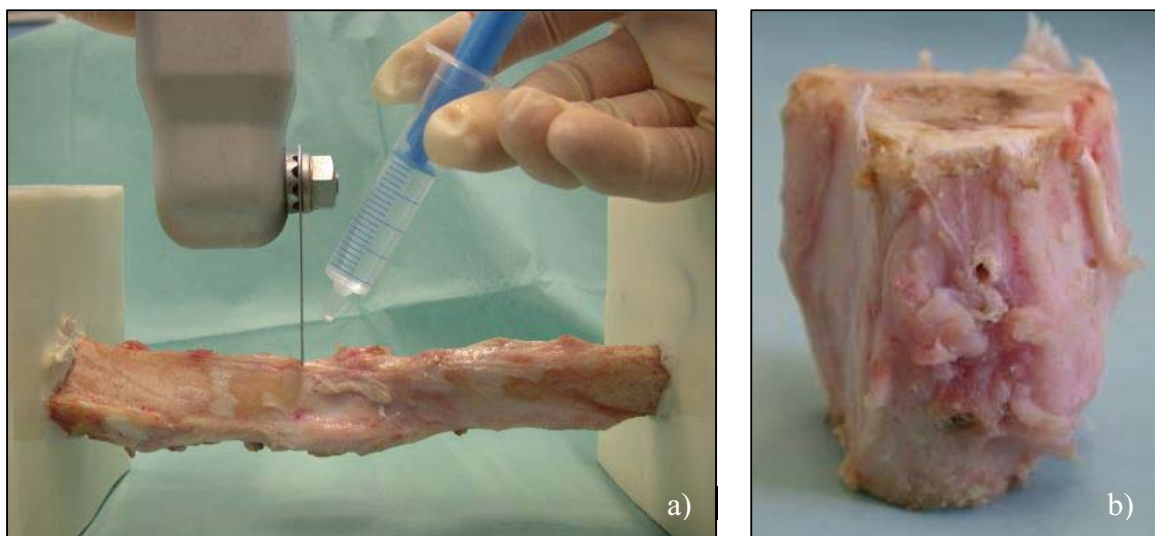
Les valeurs de précharge et de charge maximale ont été respectivement de 40 N et 440 N pour les os appareillés et les os controlatéraux et de 2 N et 22 N pour les cals osseux.

**10. Évaluation histologique et histomorphométrique du cal osseux**

Une évaluation histologique et histomorphométrique de la cicatrisation osseuse à 6 et 12 semaines postopératoires a été effectuée à la fin de l'étude, en aveugle et sur échantillons non décalcifiés (technique d'inclusion en résine méthylméthacrylate).

Immédiatement après la fin des essais biomécaniques, les cals osseux ont été prélevés, par 2 ostéotomies diaphysaires transversales, à l'aide d'une scie oscillante et sous irrigation avec une solution isotonique de NaCl 0,9%.

Les cylindres osseux obtenus mesurant environ 30 mm de longueur, incluaient le cal osseux en leur milieu (cf. : Figure 57). Ils ont été plongés dans une solution de formol à 4% pendant au moins une semaine.



**Figure 57 : prélèvement des cals osseux après essais biomécaniques :**

**a) ostéotomie diaphysaire sous irrigation**

**b) vue latérale du cylindre osseux obtenu, avec trous de broche visibles, encadrant le cal**

L'ensemble des évaluations radiographiques et biomécaniques a été réalisé entre le moment de l'euthanasie des brebis et la fixation dans le formol. Cela a représenté un délai maximal de 12h, pendant lequel les spécimens ont été maintenus hydratés à l'aide d'une solution isotonique de NaCl 0,9%.

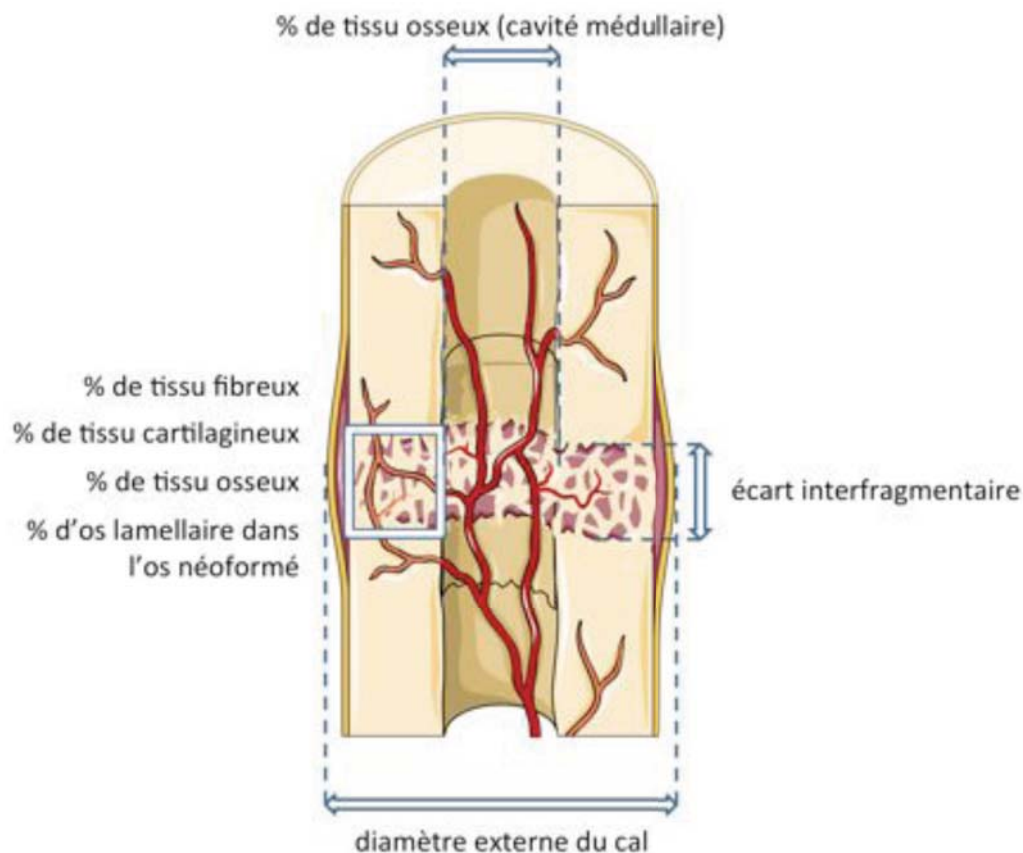
Après fixation dans le formol, les os ont subi plusieurs lavages dans de l'eau (pendant 3 semaines), puis une déshydratation dans des concentrations croissantes d'éthanol (pendant 3 semaines) et enfin des bains de méthylméthacrylate (MMA) en solution croissante (pendant 2 semaines).

La polymérisation de MMA et dibutylphtalate a duré 2 semaines, après lesquelles la zone d'intérêt a été isolée par coupes des cylindres osseux à la scie diamantée dans le plan sagittal et polissage.

Une coloration par du bleu de Toluidine a été effectuée par trempage pendant 5 mn dans une solution de 0,1% d'acide formique, puis 2 heures dans 20% d'éthanol, et enfin 2 mn dans la solution de bleu de Toluidine.

Les lames ont été identifiées et photographiées.

L'évaluation histomorphométrique s'est basée sur une grille d'évaluation quantitative et semi-quantitative de différents critères inhérents à la consolidation osseuse secondaire, tels que la formation d'un cal osseux externe, le pontage des corticales, les modifications de la moelle osseuse et le remodelage des corticales (cf. : Figure 58 et Tableau 13). Cette grille a déjà été utilisée par différentes études portant sur la cicatrisation osseuse [234, 235, 238-240]. Les mesures histomorphométriques ont été réalisées, grâce à un logiciel de traitement d'images (ImageJ<sup>®</sup>).



**Figure 58 : illustration de coupe sagittale d'un cal osseux montrant les critères histomorphométriques évalués**

Critère	Évaluation	Score
Type de cal	Ossification nulle de la perte de substance	Type I
	Ossification complète de la perte de substance	Type II
	Ossification intermédiaire de la perte de substance	Type III
Pontage osseux	Aucun pontage	0
	1 corticale complètement pontée	1
	2 corticales complètement pontées	2
Diamètre externe du cal	Mesure du diamètre externe maximal du cal (mm)	dans la zone entre les corticales des 2 fragments
Écart interfragmentaire	Mesure de la distance maximale entre les surfaces osseuses des corticales des 2 fragments (mm)	
% de tissu osseux dans les tissus présents (cavité médullaire)	Mesure du % de surface de tissu osseux par rapport aux tissus présents dans la cavité médullaire au niveau de la perte de substance	
% de tissu fibreux dans les tissus présents	Mesure du % de surface de tissu fibreux par rapport aux tissus présents	
% de tissu cartilagineux dans les tissus présents	Mesure du % de surface de tissu cartilagineux par rapport aux tissus présents	
% de tissu osseux dans les tissus présents	Mesure du % de surface de tissu osseux par rapport aux tissus présents	
% d'os lamellaire dans l'os néoformé	Mesure du % de surface d'os lamellaire par rapport à l'os néoformé	

Tableau 13 : grille d'évaluation histologique et histomorphométrique du cal osseux

## 11. Analyse statistique

L'analyse statistique des données a été réalisée à l'aide d'un logiciel spécifique (Systat 13<sup>®</sup>).

Elle a consisté en des comparaisons par ANOVA pour déterminer d'éventuelles différences des paramètres morphologiques et mécaniques entre les tibias controlatéraux, les os appareillés et les cals osseux du groupe contrôle et du groupe expérimental, pour les lots T0, 6 et 12 semaines postopératoires.

En cas de détection de différence significative par l'ANOVA, elle a été suivie d'un post hoc de Tukey. Le seuil de significativité a été fixé à 0,05 ( $p < 0,05$ ).

Une ANOVA a été effectuée pour vérifier l'existence de différences entre les 2 groupes concernant les critères d'évaluation radiographique des cals osseux à 12 semaines.

Une ANOVA a également été réalisée pour déterminer d'éventuelles différences des variables histomorphométriques continues des cals osseux entre le groupe contrôle et le groupe expérimental, pour les lots à 6 et 12 semaines postopératoires. Pour les variables histomorphométriques discrètes, un Chi2 de Yates a été utilisé.

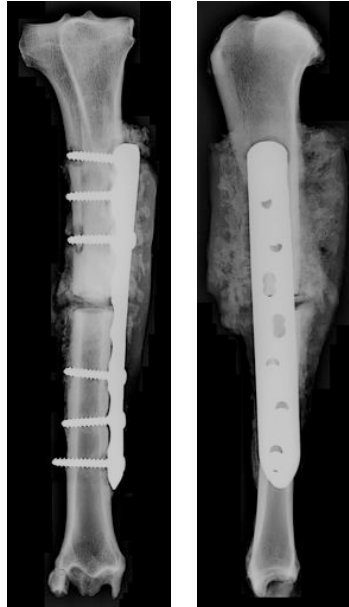
Enfin, un Chi2 a été effectué pour comparer le resserrage des vis entre le groupe contrôle et le groupe expérimental, pour les lots à 6 et 12 semaines postopératoires, ou un Chi2 de Yates lors d'effectifs inférieurs à 5.

## II. Résultats

### A. Complications des ostéosynthèses

Parmi un nombre total de 26 ovins opérés, 25 ont été inclus dans l'étude. Une brebis du groupe vis standard du lot 6 semaines a été exclue pour cause d'ostéomyélite sévère avec séquestre autour du trou de vis n°1 et n°3. Cette affection a été diagnostiquée sur la base de clichés radiographiques et confirmée après prélèvement et dissection du membre (cf. : Figure 59).

Les données portent donc sur 11 tibias appareillés (et 11 cals osseux) à 6 semaines postopératoires et 14 tibias appareillés (et 14 cals osseux) à 12 semaines postopératoires.



**Figure 59 : radiographies de face et de profil illustrant l'ostéomyélite survenue sur un tibia appareillé à 6 semaines postopératoires**

## ***B. Caractéristiques morphologiques des tibias***

Aucune différence significative concernant les différents paramètres morphologiques mesurés à 6 et 12 semaines postopératoires n'a été mise en évidence entre les 2 groupes appareillés et les os controlatéraux (cf. : Tableau 14 et Tableau 15). La seule différence à 6 semaines a concerné les diamètres qui ont été significativement inférieurs pour les os controlatéraux par rapport aux os appareillés avec vis standard, mais pas significativement différents entre les 2 groupes d'os appareillés. A 12 semaines, les diamètres ont été significativement inférieurs pour les os controlatéraux par rapport aux os appareillés avec vis standard et pour les os appareillés avec vis verrouillées par rapport aux os appareillés avec vis standard.

Ainsi, pour le lot 6 semaines, les ANOVA n'ont révélé aucune différence significative entre ces 3 groupes pour la longueur totale et la longueur libre. Le diamètre crâniocaudal a été significativement inférieur pour les os controlatéraux par rapport aux os appareillés avec vis standard ou verrouillées. Le diamètre latéromédial a été significativement inférieur pour les os controlatéraux par rapport aux os appareillés avec vis standard ou verrouillées. Les diamètres crâniocaudal et latéromédial n'ont pas été significativement différents entre les 2 groupes d'os appareillés.

Pour le lot 12 semaines, les ANOVA n'ont révélé aucune différence significative entre ces 3 groupes pour la longueur totale et la longueur libre. Le diamètre crâniocaudal a été significativement inférieur pour les os controlatéraux par rapport aux os appareillés avec vis standard ou verrouillées. Il a aussi été significativement inférieur pour les os appareillés avec vis verrouillées par rapport aux os appareillés avec vis standard. Le diamètre latéromédial a été significativement inférieur pour les os controlatéraux par rapport aux os appareillés avec vis standard ou verrouillées. Il a aussi été significativement inférieur pour les os appareillés avec vis verrouillées par rapport aux os appareillés avec vis standard.

	Vis corticales standard	Vis verrouillées	Os controlatéraux	Analyse statistique
Longueur totale	244,60 ± 10,31 mm	245,67 ± 13,40 mm	240,36 ± 11,24 mm	p=0,626
Longueur libre	162,90 ± 1,19 mm	163,50 ± 0,63 mm	163,27 ± 1,19 mm	p=0,656
Diamètre crâniocaudal	16,90 <sup>a</sup> ± 1,60 mm	17,50 <sup>b</sup> ± 1,18 mm	14,91 <sup>a, b</sup> ± 0,58 mm	a : p=0,006 b : p<0,001 p=0,615
Diamètre latéromédial	21,70 <sup>c</sup> ± 1,04 mm	22,50 <sup>d</sup> ± 1,55 mm	18,36 <sup>c, d</sup> ± 0,84 mm	c, d : p<0,001 p=0,472

**Tableau 14 : caractéristiques morphologiques (moyenne ± écart-type) des tibias appareillés et controlatéraux à 6 semaines postopératoires**  
(des lettres identiques en exposant indiquent une différence significative entre les groupes)

	Vis corticales standard	Vis verrouillées	Os controlatéraux	Analyse statistique
Longueur totale	251,71 ± 6,95 mm	249,00 ± 7,05 mm	245,71 ± 6,72 mm	p=0,173
Longueur libre	163,14 ± 1,68 mm	163,43 ± 1,74 mm	162,93 ± 0,94 mm	p=0,731
Diamètre crâniocaudal	17,29 <sup>a, b</sup> ± 1,08 mm	15,93 <sup>b, c</sup> ± 0,84 mm	14,89 <sup>a, c</sup> ± 0,68 mm	a : p<0,001 b : p=0,014 c : p=0,032
Diamètre latéromédial	22,00 <sup>d, e</sup> ± 1,83 mm	20,00 <sup>e, f</sup> ± 1,00 mm	18,50 <sup>d, f</sup> ± 0,96 mm	d : p<0,001 e : p=0,015 f : p=0,037

**Tableau 15 : caractéristiques morphologiques (moyenne ± écart-type) des tibias appareillés et controlatéraux à 12 semaines postopératoires**  
(des lettres identiques en exposant indiquent une différence significative entre les groupes)

## C. Évaluation radiographique de la cicatrisation osseuse

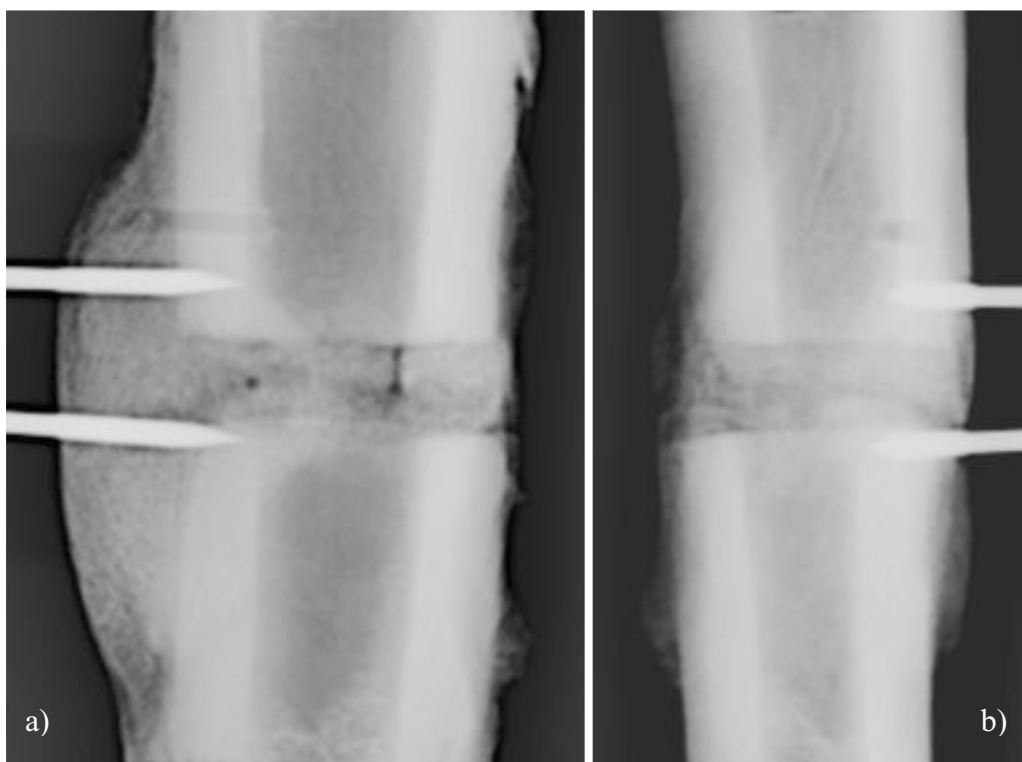
### 1. Évaluation qualitative

A 6 semaines postopératoires, une grande variabilité des signes radiographiques de cicatrisation a été observée. Certains tibias n'ont présenté aucun cal périosté radio-visible, d'autres ont présenté un cal périosté faiblement minéralisé. Dans tous les cas, aucun signe de consolidation osseuse corticale ou médullaire n'a été visible.



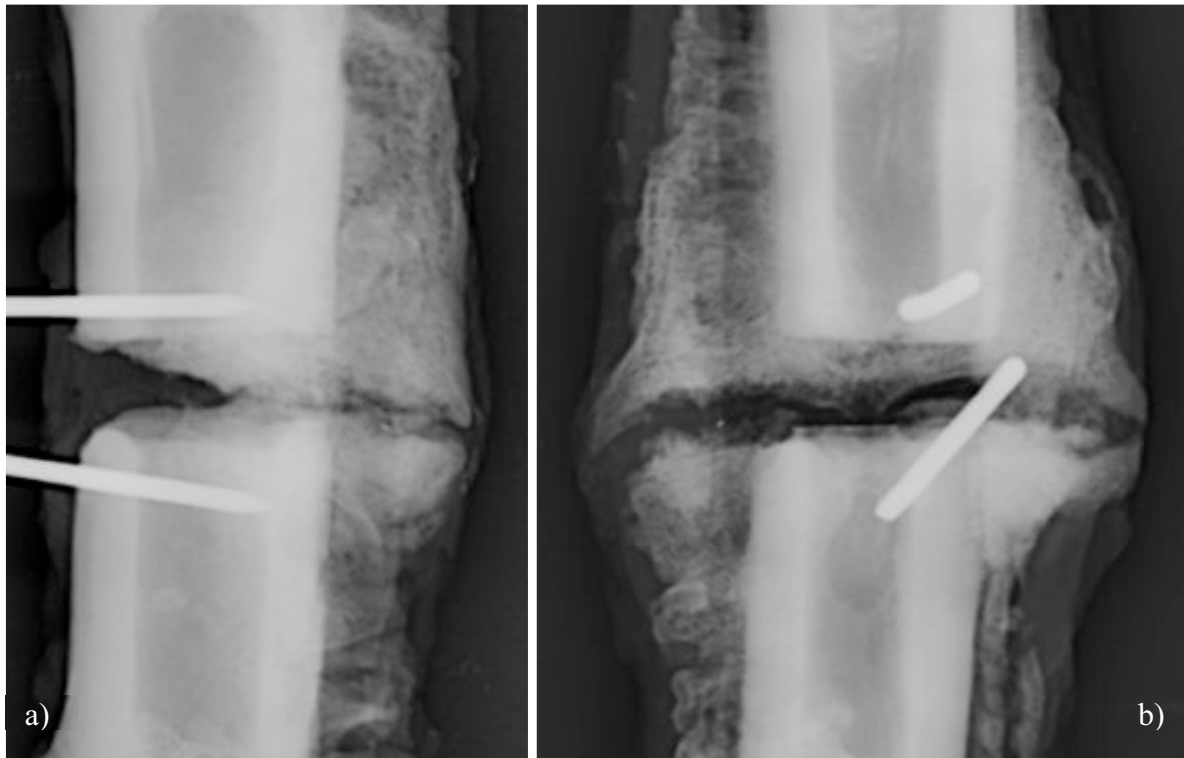
En revanche, à 12 semaines, un cal périosté minéralisé a été visible sur tous les tibias. Un cal cortical et médullaire a également été observé sur quasiment tous les tibias. Le cal périosté a toujours été situé sur la face latérale de l'os, mais certains tibias ont également présenté un cal médial, crânial et/ou caudal. Les différentes zones des cals ont présenté un degré de minéralisation et une taille variables.

L'évaluation des tibias a révélé 2 types radiographiques de cicatrisation osseuse. Certains tibias ont présenté un cal périosté de taille relativement développée, très minéralisé et pontant la perte de substance sur au moins une face de l'os (généralement au moins la face latérale). Les cals cortical et médullaire, développés et bien minéralisés, ont pu complètement ponter la perte de substance dans certains cas. Aucun remodelage osseux des corticales n'a été visible. Ce type de cicatrisation a été dénommé type 1 et a pu être attribué à 28,6% des tibias appareillés avec vis standard (2 sur 7) et à tous les tibias appareillés avec vis verrouillées, soit 7 tibias (cf. : Figure 60).



**Figure 60 : radiographies d'un cal osseux de type 1 à 12 semaines postopératoires :**  
**a) vue de face** **b) vue de profil**

Les autres tibias ont présenté un cal périosté très exubérant (généralement sur les faces latérale et médiale) qui a englobé complètement les contours de la plaque, a été moins minéralisé que les cals de type 1 et a généralement ponté la perte de substance. Les cals cortical et médullaire ont été peu développés voire absents. Aucun remodelage osseux des corticales n'a été visible. Ce type de cicatrisation a été dénommé type 2 et a pu être attribué à 71,4% des tibias appareillés avec vis standard (5 sur 7) (cf. Figure 61).



**Figure 61 : radiographies d'un cal osseux de type 2 à 12 semaines postopératoires :**  
**a) vue de face** **b) vue de profil**

## 2. Évaluation semi-quantitative

Aucune différence significative concernant le score de réaction périostée n'a été notée entre les cals obtenus avec vis standard et ceux obtenus avec vis verrouillées.

En revanche, les cals obtenus avec vis verrouillées ont présenté un score de consolidation osseuse significativement plus élevé de 113,0% que les cals obtenus avec vis standard, de même qu'un score total significativement plus élevé de 42,5%.

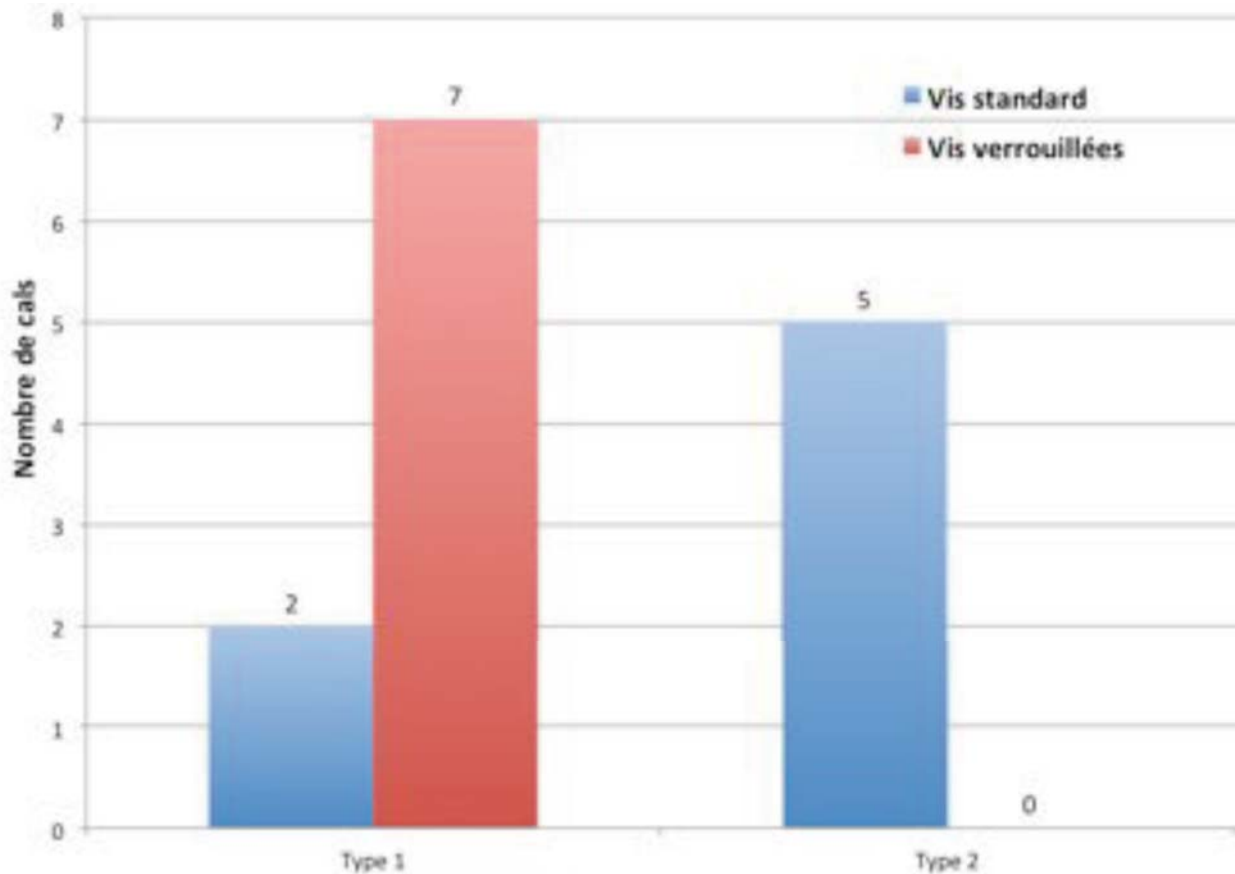
Aucun remodelage osseux des corticales n'a été visible, quel que soit le groupe (cf. : Tableau 11 et Tableau 16).

	Vis corticales standard	Vis verrouillées	Analyse statistique
Réaction périostée	5,0 ± 1,7	5,6 ± 1,1	p=0,479
Consolidation osseuse	2,3 <sup>a</sup> ± 1,1	4,9 <sup>a</sup> ± 0,9	a : p<0,001
Remodelage des corticales	0	0	/
Score total	7,3 <sup>b</sup> ± 1,8	10,4 <sup>b</sup> ± 1,0	b : p=0,002

**Tableau 16 : scores d'évaluation radiographique (moyenne ± écart-type) des cals osseux à 12 semaines postopératoires**

(des lettres identiques en exposant indiquent une différence significative entre les groupes)

Concernant les types radiographiques de cicatrisation osseuse, le type 1 a été attribué à 2 cals obtenus avec vis standard et à 7 cals obtenus avec vis verrouillées, alors que le type 2 a pu être attribué à 5 cals obtenus avec vis standard (cf. : Figure 62). Cette différence de type radiographique de cal entre les 2 groupes a été significative ( $p=0,002$ ).

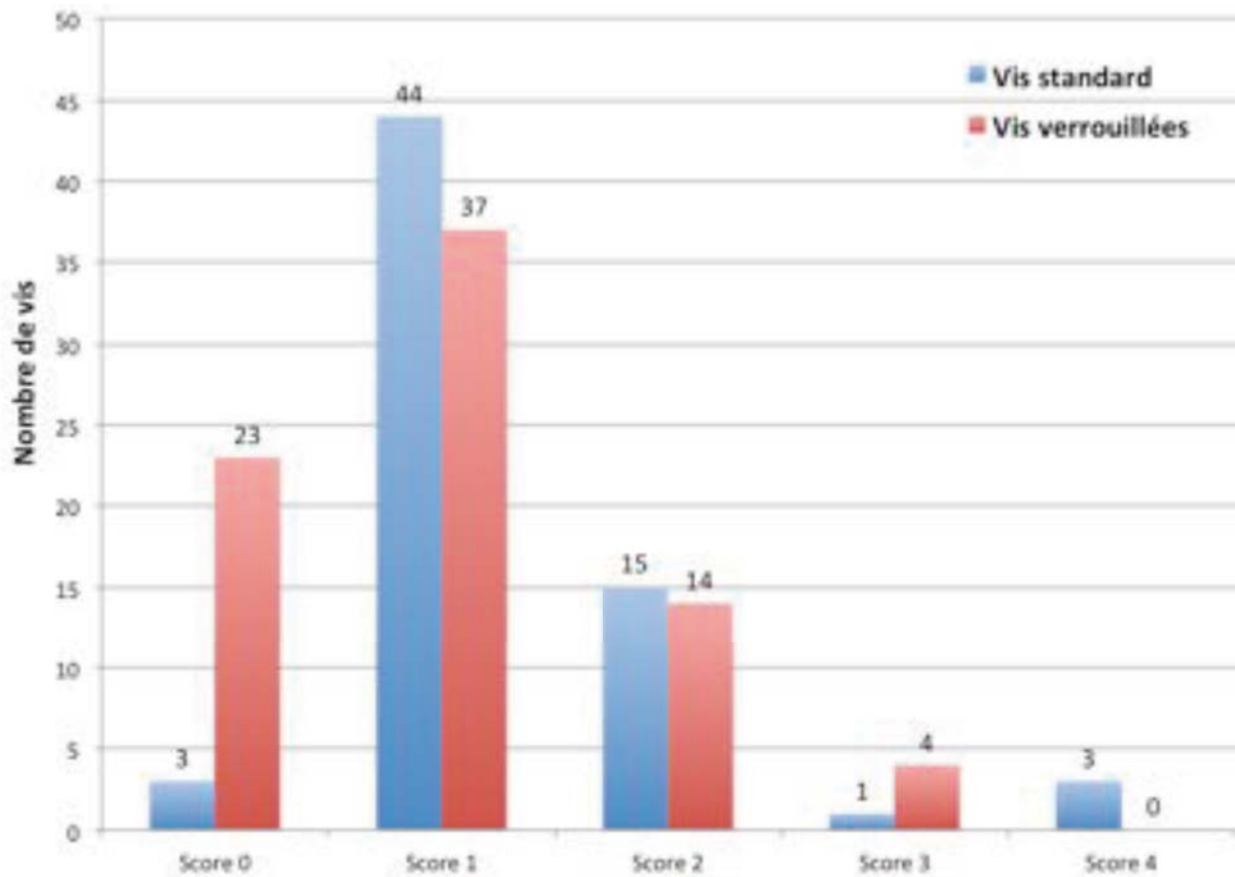


**Figure 62 : histogrammes comparant les types radiographiques de cicatrisation osseuse pour les différents groupes, à 12 semaines postopératoires**

#### ***D. Évaluation du desserrage des vis***

Les données ont porté sur 11 tibias appareillés à 6 semaines postopératoires et 13 tibias appareillés à 12 semaines postopératoires, les données d'un des tibias à 12 semaines étant manquantes (cf. : cf. : Tableau 12 et Figure 63).

Nous avons observé 3 lâchages de vis par résorption de l'os autour du trou de vis sur les radiographies et lors de la dissection des tibias. Dans chaque cas, cela a concerné seulement le trou de vis n°1 (le plus proximal) et uniquement des vis standard appartenant à des montages du lot 6 semaines.



**Figure 63 : histogrammes comparant les scores de resserrage des vis pour les différents groupes, à 6 et 12 semaines postopératoires**

La comparaison du nombre de vis resserrées entre les 2 groupes, quel que soit le score de resserrage et en groupant les lots 6 et 12 semaines, a montré un nombre de vis resserrées plus élevé pour le groupe vis standard ( $n = 63$ ) que pour le groupe vis verrouillées ( $n = 55$ ). Cette différence a été statistiquement significative ( $p < 0,05$ ).

L'analyse score par score, en groupant les lots 6 et 12 semaines, a révélé que le nombre de vis standard avec un score de 0 ( $n = 3$ ) a été significativement inférieur à celui de vis verrouillées ( $n = 23$ ) ( $p < 0,05$ ). Le nombre de vis standard avec un score de 1 ( $n = 44$ ) a été significativement supérieur à celui de vis verrouillées ( $n = 37$ ) ( $p < 0,05$ ). Pour les scores 2, 3 et 4, il n'y avait pas de différence significative entre les 2 groupes ( $p > 0,05$ ). Pourtant, seules les vis standard ont présenté des scores de 4, mais avec un effectif réduit ( $n = 3$ ).

## E. Propriétés mécaniques des tibias

### 1. Évaluation qualitative

Les différentes courbes de charge en fonction de la flèche (flexion), couple en fonction du déplacement angulaire (torsion) et charge en fonction du déplacement vertical de la traverse (compression) pour les os appareillés et controlatéraux et les cals osseux ont été très linéaires, après une éventuelle phase de fin de précharge initiale. Leur coefficient de corrélation linéaire  $R^2$  a ainsi été très proche de 1. Le calcul de la pente de ces courbes, correspondant à la raideur en flexion, torsion et compression, a donc été relativement aisé (cf. : Figure 64). Il en a été de même pour les courbes de charge en fonction du rapprochement interfragmentaire latéral, en flexion et compression (cf. : Figure 65).

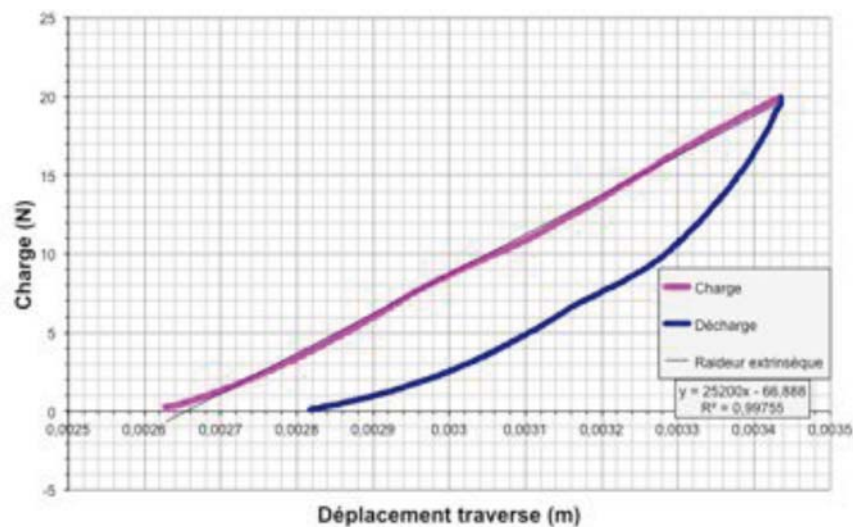


Figure 64 : courbes de charge en fonction de la flèche lors d'essais en flexion 4 points sur un cal osseux

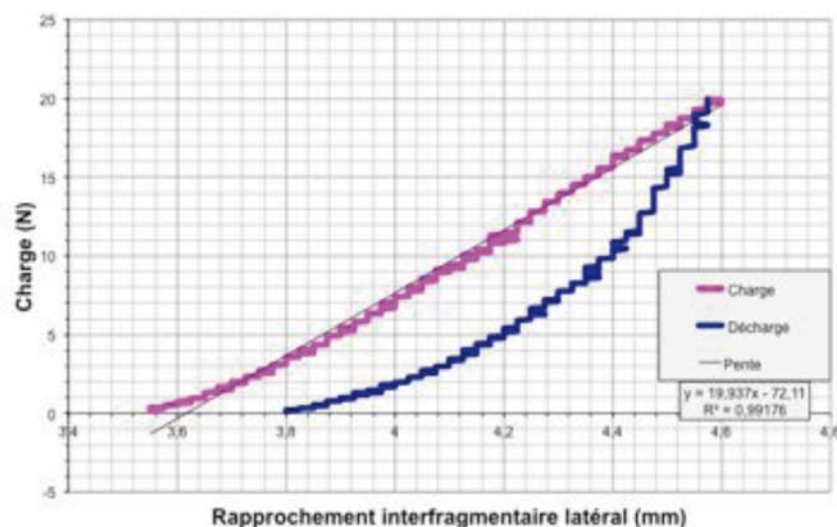


Figure 65 : courbes de charge en fonction du rapprochement interfragmentaire latéral lors d'essais en flexion 4 points sur un cal osseux

Concernant le lot d'animaux à 12 semaines de cicatrisation, on a remarqué que certains os appareillés et certains cals osseux avaient récupéré une raideur équivalente, voire supérieure à celle de l'os controlatéral sain, se traduisant par une perte de raideur proche de 0 ou négative.

Ainsi, un tibia appareillé avec vis verrouillées a présenté une perte de raideur de 3,00% et un autre de -22,96% en flexion.

En torsion, des tibias appareillés avec vis verrouillées ont présenté une perte de raideur de 8,30%, -31,36%, -1,93%, -75,33%, -10,38%, alors qu'un seul tibia appareillé avec vis standard a présenté une perte de raideur négative de -29,47%.

Des cals osseux obtenus par ostéosynthèse avec vis verrouillées ont présenté une perte de raideur de -10,70% et 5,53%, alors qu'un seul cal osseux du groupe vis standard a présenté une perte de raideur de -5,58%.

Enfin, en compression axiale, seuls des tibias appareillés avec vis verrouillées ont présenté une perte de raideur proche de 0 ou négative, de 4,58%, -21,33%, -10,86%. Leurs cals osseux ont présenté une perte de raideur de 5,82%, -31,95% et -14,24%.

## **2. Évaluation quantitative à 6 semaines**

### **Flexion des os appareillés et os controlatéraux :**

En flexion 4 points, les os controlatéraux ont présenté une raideur significativement plus élevée que les os appareillés avec vis standard et vis verrouillées, mais aucune différence significative n'a été notée entre les raideurs ou les pertes de raideurs des groupes vis standard et vis verrouillées (cf. : Tableau 17).

De même, la pente des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral et la déformation longitudinale interfragmentaire latérale n'ont pas présenté de différence significative entre les 2 groupes (cf. : Tableau 18).

### **Torsion des os appareillés et os controlatéraux :**

En torsion, les os controlatéraux ont présenté une raideur significativement plus élevée que les os appareillés avec vis standard et vis verrouillées, mais aucune différence significative n'a été observée entre les raideurs des groupes vis standard et vis verrouillées.

De même, pour la perte de raideur, aucune différence significative n'a été notée entre les 2 groupes.

### **Compression des os appareillés et os controlatéraux :**

En compression, les os controlatéraux ont présenté une raideur significativement plus élevée que les os appareillés avec vis standard et vis verrouillées, mais aucune différence significative n'a été mise en évidence entre les raideurs ou les pertes de raideur des groupes vis standard et vis verrouillées.

De même, la pente des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral et la déformation longitudinale interfragmentaire latérale n'ont pas présenté de différence significative entre les 2 groupes.

Au final, aucune différence significative des propriétés mécaniques globales (K et Kr) et locales (S et  $\epsilon_{lat}$ ) n'a été mise en évidence entre les groupes vis standard et vis verrouillées à 6 semaines postopératoires.

### 3. Évaluation quantitative à 12 semaines

L'analyse statistique de la comparaison des pentes des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral (S) des os appareillés et des cals entre les 2 groupes, en flexion et en compression, a porté sur un nombre inférieur de spécimens que le nombre total de spécimens de chaque groupe (n=7). En effet, les courbes de charge en fonction du rapprochement interfragmentaire latéral n'ont été interprétables que pour certains spécimens. Pour les autres, les mouvements interfragmentaires latéraux ont été extrêmement faibles, d'où un rapprochement interfragmentaire quasiment nul et l'impossibilité de calculer la pente S.

Ainsi, en flexion, seuls 4 os appareillés avec vis verrouillées ainsi que 6 cals obtenus par vis standard et 4 cals obtenus par vis verrouillées ont été inclus. En compression axiale, seuls 4 os appareillés avec vis verrouillées ainsi que 5 cals obtenus par vis standard et 1 cal obtenu par vis verrouillées ont été inclus.

C'est également la raison pour laquelle, l'analyse statistique de la comparaison des pentes courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral en compression des cals entre les 2 groupes n'a pu être réalisée. En effet, pour 6 spécimens du groupe vis verrouillées, le rapprochement interfragmentaire a été quasiment nul, en relation avec une raideur globale du cal élevée et significativement supérieure à celle du cal obtenu avec les vis standard.

#### Flexion des os appareillés et os controlatéraux :

En flexion 4 points, les os controlatéraux ont présenté une raideur significativement plus élevée que les os appareillés avec vis standard et vis verrouillées et les os appareillés avec vis verrouillées ont présenté une raideur significativement plus élevée de 75,7% que ceux appareillés avec vis standard (cf. : Tableau 19 et Figure 66). La perte de raideur des os appareillés avec vis verrouillées a été significativement inférieure de 59,0% à celle des os appareillés avec vis standard (cf. : Figure 66).

La déformation longitudinale interfragmentaire latérale des os appareillés avec vis verrouillées a été significativement inférieure de 73,8% à celle des os appareillés avec vis standard (cf. : Figure 68). En revanche, la pente des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral n'a pas présenté de différence significative entre les 2 groupes (cf. : Tableau 20).

#### Flexion des cals osseux et os controlatéraux :

Les os controlatéraux ont présenté une raideur significativement plus élevée que les cals osseux obtenus avec vis standard et vis verrouillées et les cals obtenus par ostéosynthèse avec vis verrouillées ont présenté une raideur significativement plus élevée de 376,6% que ceux obtenus avec vis standard (cf. : Figure 67). La perte de raideur des cals avec vis verrouillées a été significativement inférieure de 19,6% à celle des cals avec vis standard (cf. : Figure 67).

En outre, la pente des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral des cals avec vis verrouillées a été significativement supérieure de 766,8% à celle des cals avec vis standard et la déformation longitudinale interfragmentaire latérale significativement inférieure de 89,0% (cf. : Figure 69).

#### Torsion des os appareillés et os controlatéraux :

En torsion, aucune différence significative de raideur n'a été mise en évidence entre les os controlatéraux et les os appareillés avec vis standard ou verrouillées.

De même, la perte de raideur n'a pas présenté de différence significative entre les groupes vis standard et vis verrouillées.

**Torsion des cals osseux et os controlatéraux :**

Les os controlatéraux ont présenté une raideur significativement plus élevée que les cals osseux obtenus avec vis standard et vis verrouillées mais aucune différence significative de raideur n'a été observée entre les cals obtenus par vis standard ou verrouillées, ni de différence significative de perte de raideur.

**Compression des os appareillés et os controlatéraux :**

En compression, les os controlatéraux ont présenté une raideur significativement plus élevée que les os appareillés avec vis standard et vis verrouillées mais aucune différence significative de raideur n'a été notée entre les os appareillés avec vis standard ou vis verrouillées.

La perte de raideur des os appareillés avec vis verrouillées ou vis standard n'a pas été significativement différente, ni la pente des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral.

En revanche, la déformation longitudinale interfragmentaire latérale des os appareillés avec vis verrouillées a été significativement inférieure de 78,8% à celle des os appareillés avec vis standard (cf. : Figure 68).

**Compression des cals osseux et os controlatéraux :**

Les os controlatéraux ont présenté une raideur significativement plus élevée que les cals osseux obtenus avec vis standard, mais pas de différence significative de raideur avec les cals obtenus avec vis verrouillées. Les cals osseux obtenus par ostéosynthèse avec vis verrouillées ont présenté une raideur significativement plus élevée de 196,2% que ceux obtenus avec vis standard (cf. : Figure 70). La perte de raideur des cals avec vis verrouillées a été significativement inférieure de 60,9% à celle des cals avec vis standard (cf. : Figure 70).

Mais la déformation longitudinale interfragmentaire latérale n'a pas présenté de différence significative entre les 2 groupes.

Au final, concernant les os appareillés, les seules différences significatives ont été les suivantes :

- une supériorité significative des propriétés mécaniques globales (K et Kr) et une infériorité significative de la déformation longitudinale interfragmentaire latérale en flexion du groupe vis verrouillées,
- une infériorité significative de la déformation longitudinale interfragmentaire latérale en compression du groupe vis verrouillées.

Concernant les cals osseux, les seules différences significatives ont été les suivantes :

- une supériorité significative des propriétés mécaniques globales et de la "raideur locale" du groupe vis verrouillées en flexion,
- une infériorité significative de la déformation interfragmentaire du groupe vis verrouillées en flexion,
- une supériorité significative des propriétés mécaniques globales du groupe vis verrouillées en compression.



		Vis corticales standard	Vis verrouillées	Os controlatéraux	Analyse statistique
Flexion	K	302369,76 <sup>a</sup> ± 51788,66 N/m	306195,14 <sup>b</sup> ± 43311,52 N/m	833374,26 <sup>a, b</sup> ± 112744,63 N/m	a, b : p<0,001 p=0,997
	Kr	62,63 ± 5,91%	63,85 ± 2,55%	/	p=0,657
Torsion	K	107,38 <sup>c</sup> ± 13,56 N.m/rad	122,62 <sup>d</sup> ± 8,13 N.m/rad	205,46 <sup>c, d</sup> ± 25,74 N.m/rad	c, d : p<0,001 p=0,439
	Kr	46,34 ± 9,47%	40,35 ± 7,04%	/	p=0,259
Compression	K	651746,69 <sup>e</sup> ± 211148,76 N/m	673550,82 <sup>f</sup> ± 208295,63 N/m	1827502,70 <sup>e, f</sup> ± 282932,00 N/m	e, f : p<0,001 p=0,989
	Kr	62,73 ± 15,82%	62,05 ± 15,07%	/	p=0,944

**Tableau 17 : raideurs K et pertes de raideur Kr (moyenne ± écart-type) des tibias appareillés et controlatéraux à 6 semaines**  
(des lettres identiques en exposant indiquent une différence significative entre les groupes)

		Vis corticales standard	Vis verrouillées	Analyse statistique
Flexion	S	294,74 ± 46,22 N/mm	278,86 ± 36,73 N/mm	p=0,540
	ε <sub>lat</sub>	16,15 ± 2,29%	16,29 ± 2,41%	p=0,923
Compression	S	291,98 ± 91,74 N/mm	304,31 ± 69,82 N/mm	p=0,805
	ε <sub>lat</sub>	27,78 ± 12,83%	24,55 ± 4,98%	p=0,581

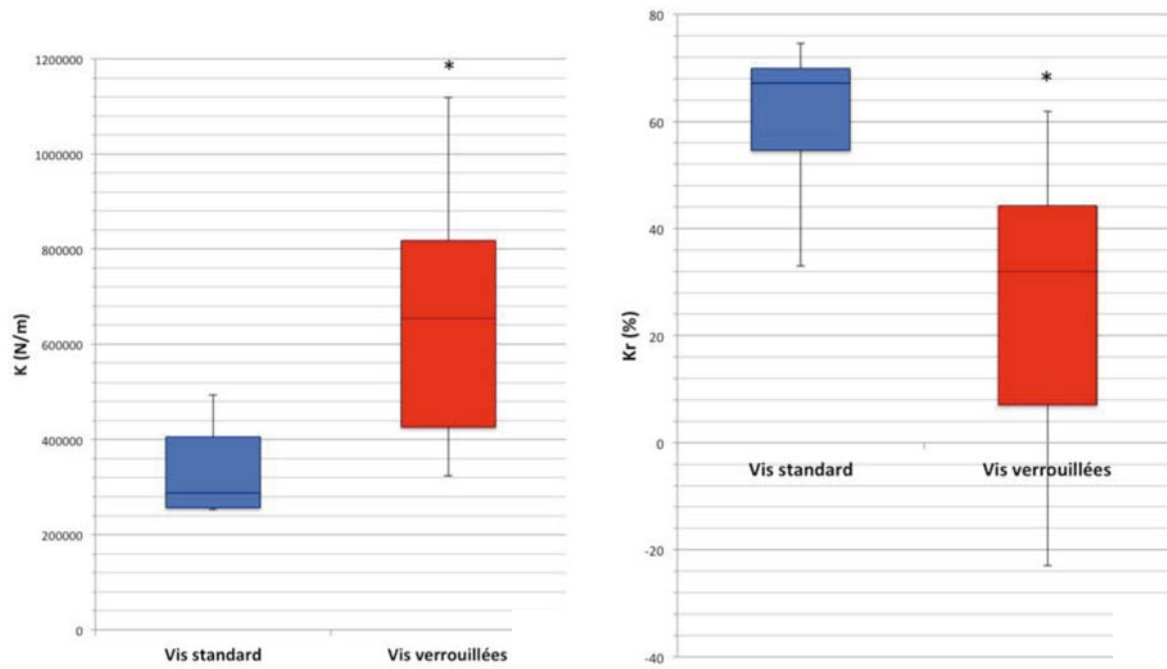
**Tableau 18 : pentes des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral S et déformations interfragmentaires longitudinales latérales ε<sub>lat</sub>**  
(moyenne ± écart-type) des tibias appareillés à 6 semaines

		Vis corticales standard		Vis verrouillées		Os controlatéraux	Analyse statistique
		Os appareillés	Cals osseux	Os appareillés	Cals osseux		
Flexion	K	367577,40 <sup>a,b</sup> ± 177633,12 N/m	43256,07 <sup>d,e</sup> ± 45961,33 N/m	645740,10 <sup>a,c</sup> ± 272456,23 N/m	206159,96 <sup>e,f</sup> ± 153845,91 N/m	885467,28 <sup>b,c,d,f</sup> ± 127459,34 N/m	a : p=0,024 b : p<0,001 c : p=0,025 d, f : p<0,001 e : p=0,047
	Kr	60,53 <sup>g</sup> ± 14,78%	95,63 <sup>h</sup> ± 4,25%	24,82 <sup>g</sup> ± 29,40%	76,86 <sup>h</sup> ± 17,14%	/	g : p=0,014 h : p=0,016
Torsion	K	157,32 ± 42,06 N.m/rad	49,35 <sup>i</sup> ± 66,96 N.m/rad	213,51 ± 67,10 N.m/rad	115,88 <sup>j</sup> ± 83,58 N.m/rad	207,19 <sup>i,j</sup> ± 37,60 N.m/rad	p=0,058 i : p<0,001 j : p=0,007 p=0,109
	Kr	22,89 ± 26,99%	75,14 ± 36,43%	-6,85 ± 38,01%	44,07 ± 39,15%	/	p=0,117 p=0,150
Comp- ression	K	958737,50 <sup>k</sup> ± 304331,95 N/m	427650,66 <sup>m,n</sup> ± 575537,01 N/m	1364442,29 <sup>j</sup> ± 595144,12 N/m	1266828,72 <sup>m</sup> ± 841742,12 N/m	1858274,78 <sup>k,l,n</sup> ± 238239,79 N/m	k : p<0,001 l : p=0,021 p=0,121 m : p=0,017 n : p<0,001 p=0,058
	Kr	47,79 ± 16,70%	77,46° ± 28,87%	24,75 ± 33,90%	30,29° ± 46,60%	/	p=0,133 o : p=0,042

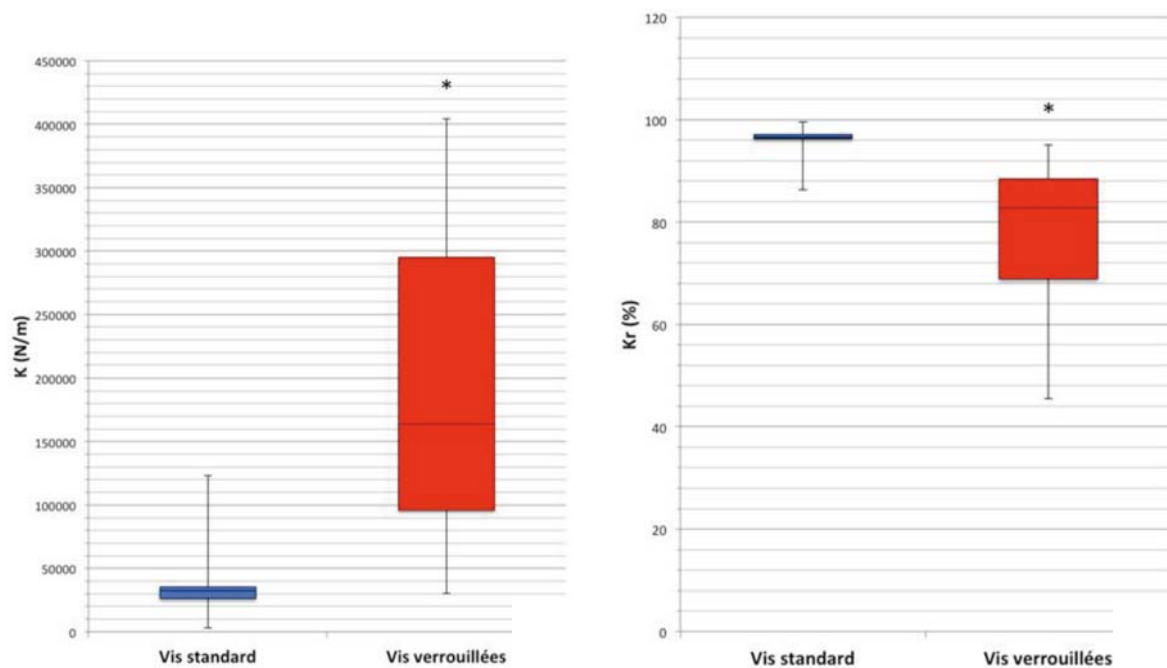
**Tableau 19 : raideurs K et pertes de raideur Kr (moyenne ± écart-type) des tibias appareillés et controlatéraux et des cals osseux à 12 semaines**  
(des lettres identiques en exposant indiquent une différence significative entre les groupes)

		Vis corticales standard		Vis verrouillées		Analyse statistique
		Os appareillés	Cals osseux	Os appareillés	Cals osseux	
Flexion	S	546,08 ± 621,99 N/mm	24,46 <sup>a</sup> ± 12,36 N/mm	754,13 ± 355,45 N/mm	212,03 <sup>a</sup> ± 130,13 N/mm	p= 0,559 a : p=0,007
	ε <sub>lat</sub>	13,61 <sup>b</sup> ± 6,01%	19,72 <sup>c</sup> ± 18,40%	3,57 <sup>b</sup> ± 4,15%	2,16 <sup>c</sup> ± 4,50%	b : p=0,003 c : p=0,030
Compression	S	664,30 ± 696,46 N/mm	29,18 ± 30,95 N/mm	1087,03 ± 598,90 N/mm	64,38 N/mm	p= 0,337 /
	ε <sub>lat</sub>	16,50 <sup>d</sup> ± 14,17%	29,40 ± 38,01%	3,50 <sup>d</sup> ± 3,50%	0,52 ± 0,76%	d : p=0,036 p=0,067

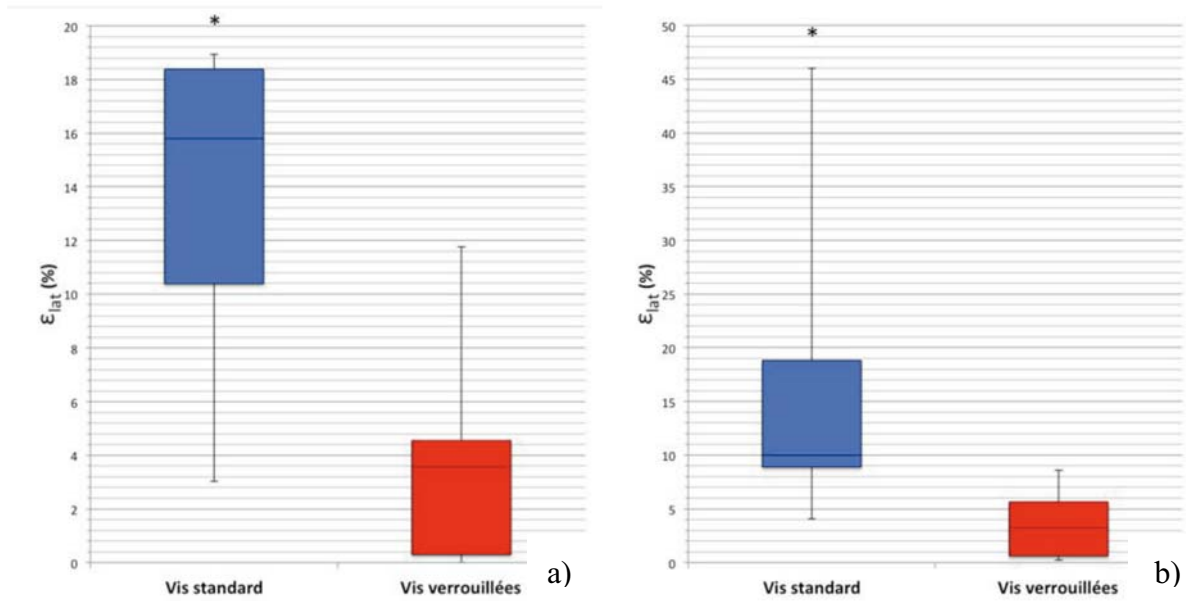
**Tableau 20 : pentes des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral S et déformations interfragmentaires longitudinales latérales ε<sub>lat</sub>**  
(moyenne ± écart-type) des tibias appareillés et des cals osseux à 12 semaines  
(des lettres identiques en exposant indiquent une différence significative entre les groupes)



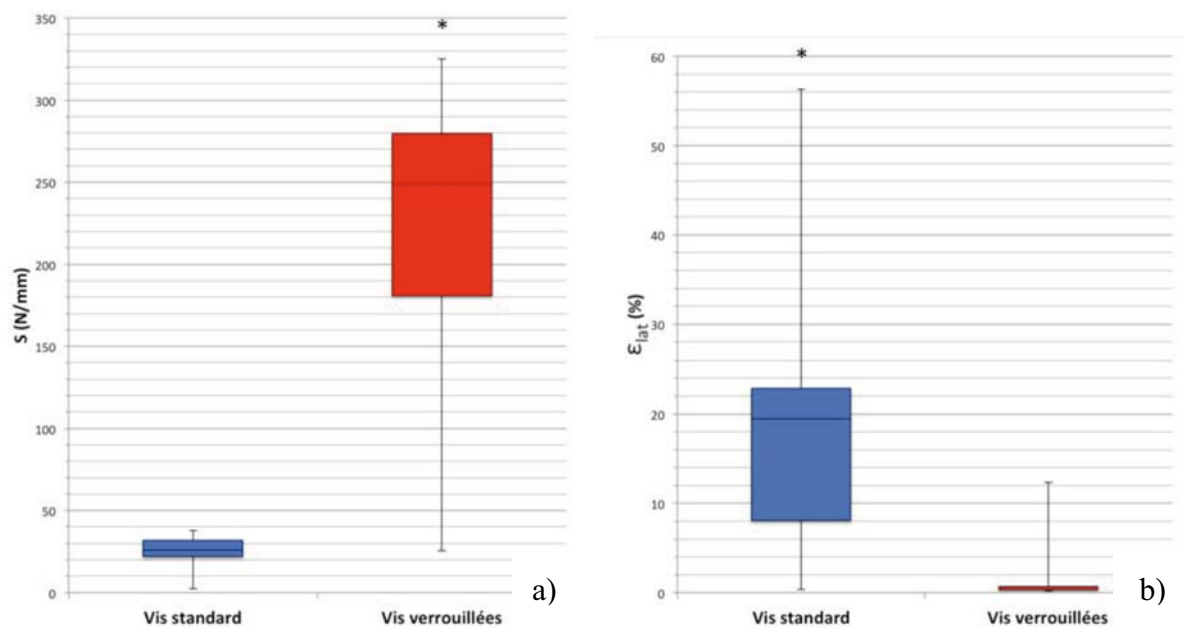
**Figure 66 : comparaison des os appareillés avec vis standard et de ceux avec vis verrouillées à 12 semaines pour :**  
**a) raideur en flexion** **b) perte de raideur en flexion**



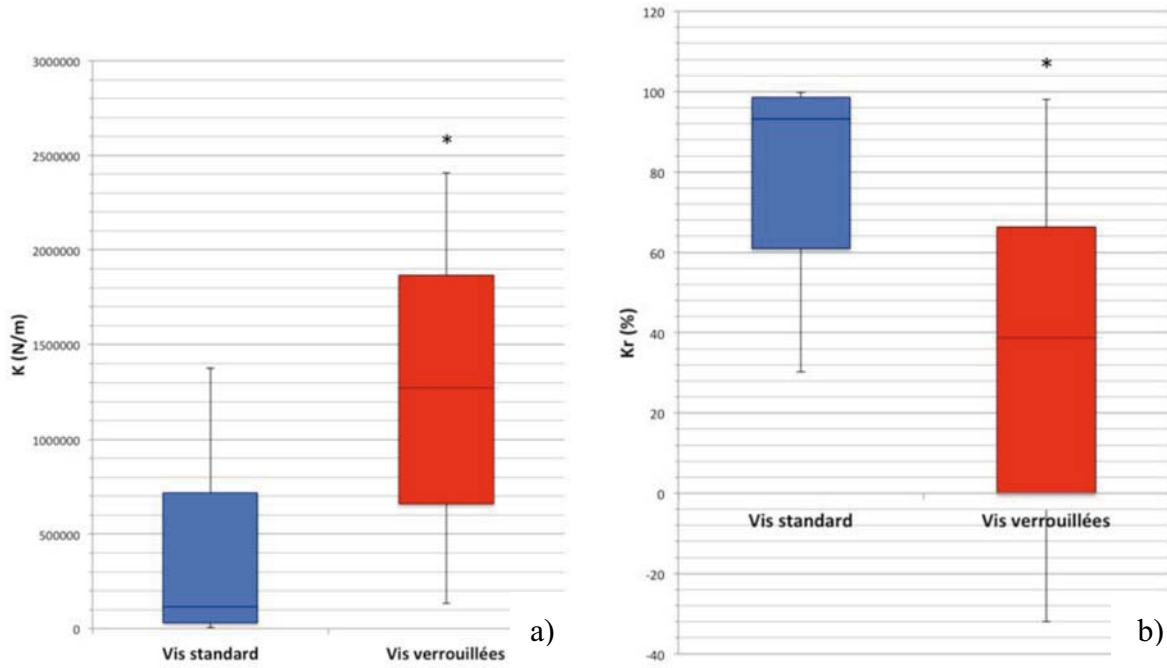
**Figure 67 : comparaison des cals osseux obtenus par ostéosynthèse avec vis standard et de ceux avec vis verrouillées à 12 semaines pour :**  
**a) raideur en flexion** **b) perte de raideur en flexion**



**Figure 68 : comparaison des os appareillés avec vis standard et de ceux avec vis verrouillées à 12 semaines pour la déformation interfragmentaire longitudinale latérale :**  
**a) en flexion** **b) en compression**



**Figure 69 : comparaison des cals osseux obtenus par ostéosynthèse avec vis standard et de ceux avec vis verrouillées à 12 semaines pour :**  
**a) pente des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral en flexion** **b) déformation interfragmentaire en flexion**



**Figure 70 : comparaison des cals osseux obtenus par ostéosynthèse avec vis standard et de ceux avec vis verrouillées à 12 semaines pour :**

**a) raideur en compression                      b) perte de raideur en compression**

#### 4. Évolution des propriétés mécaniques des spécimens au cours du temps

### Propriétés mécaniques des os controlatéraux entre T0, 6 et 12 semaines :

Les propriétés mécaniques globales (raideurs) des os controlatéraux n'ont pas été statistiquement différentes pour les différents lots de temps (T0, 6 et 12 semaines) en flexion et compression.

En revanche, la raideur en torsion des os controlatéraux à T0 a été significativement supérieure de 23,7% à leur raideur à 6 semaines et de 22,6% à leur raideur à 12 semaines. La raideur en torsion à 6 semaines n'a pas été significativement différente de celle à 12 semaines (cf. : Tableau 21, Tableau 22, Tableau 23, Tableau 24 et Tableau 25).

### Propriétés mécaniques des os appareillés entre T0 et 6 semaines :

L'analyse statistique des propriétés mécaniques globales (K et Kr) et locales (S et  $\epsilon_{lat}$ ) des os appareillés avec vis standard ou vis verrouillées au cours du temps a révélé des valeurs non significativement différentes entre T0 et 6 semaines, en flexion, torsion et compression.

En revanche, entre 6 et 12 semaines, une nette augmentation des propriétés mécaniques globales et locales des os appareillés a été observée, particulièrement de ceux appartenant au groupe vis verrouillées.

### Propriétés mécaniques des os appareillés avec vis standard entre 6 et 12 semaines :

La comparaison des raideurs entre 6 et 12 semaines, pour les os appareillés avec vis standard, n'a révélé aucune différence significative en flexion et compression. Mais une augmentation significative de raideur en torsion de 46,5% a été observée.

Aucune différence significative des pertes de raideur n'a été révélée, en flexion, torsion et compression.

De même, aucune différence significative des pentes des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral n'a été révélée en flexion et compression.

Enfin, aucune différence significative des déformations longitudinales interfragmentaires latérales n'a été révélée en flexion et compression

### **Propriétés mécaniques des os appareillés avec vis verrouillées entre 6 et 12 semaines :**

En revanche, pour les os appareillés avec vis verrouillées, les ANOVA ont révélé une augmentation significative de la raideur en flexion de 110,9%, en torsion de 74,1% et en compression de 102,6%, entre 6 et 12 semaines.

Une diminution significative de la perte de raideur, de 61,1% en flexion et de 60,1% en compression, a été observée. En torsion, la diminution de la perte de raideur a été si grande que cette dernière a pu devenir négative, indiquant que la raideur en torsion des os appareillés avec vis verrouillées avait pu devenir supérieure à celle des os controlatéraux sains.

Une très forte augmentation significative de la pente des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral de 170,4% en flexion et de 257,2% en compression a été observée.

Enfin, une très importante diminution significative des déformations longitudinales interfragmentaires latérales, de 78,1% en flexion et de 85,7% en compression, a été notée.

Au final, entre 6 et 12 semaines, la seule modification significative des propriétés mécaniques des os appareillés avec vis standard a été une augmentation de la raideur en torsion. En revanche, pour les os appareillés avec vis verrouillées, tous les paramètres biomécaniques évalués ont subi des modifications significatives :

- augmentation de raideur en flexion, torsion et compression,
- diminution de perte de raideur en flexion, torsion et compression,
- augmentation de pentes des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral en flexion et compression,
- diminution des déformations longitudinales interfragmentaires latérales en flexion et compression.

		Vis corticales standard	Vis verrouillées	Os controlatéraux
T0	K	286007,22 ± 36586,22 N/m	321926,90 <sup>a</sup> ± 65244,02 N/m	779709,67 ± 147861,81 N/m
	Kr	64,48 ± 3,87%	55,44 <sup>c</sup> ± 10,40%	/
6 sem.	K	302369,76 ± 51788,66 N/m	306195,14 <sup>b</sup> ± 43311,52 N/m	833374,26 ± 112744,63 N/m
	Kr	62,63 ± 5,91%	63,85 <sup>d</sup> ± 2,55%	/
12 sem.	K	367577,40 ± 177633,12 N/m	645740,10 <sup>a, b</sup> ± 272456,23 N/m	885467,28 ± 127459,34 N/m
	Kr	60,53 ± 14,78%	24,82 <sup>c, d</sup> ± 29,40%	/
Analyse statistique	K : p=0,435		K : p=0,986 a : p=0,010 b : p=0,007	K : p=0,135
	Kr : p=0,783		Kr : p=0,728 c : p=0,027 d : p=0,005	

**Tableau 21 : évolution des raideurs K et pertes de raideur Kr (moyenne ± écart-type) en flexion 4 points des tibias appareillés et controlatéraux**

	Vis corticales standard	Vis verrouillées
T0	S	292,00 <sup>a</sup> ± 84,33 N/mm
	ε <sub>lat</sub>	15,80 <sup>c</sup> ± 4,19%
6 sem.	S	278,86 <sup>b</sup> ± 36,73 N/mm
	ε <sub>lat</sub>	16,29 <sup>d</sup> ± 2,41%
12 sem.	S	754,13 <sup>a,b</sup> ± 355,45 N/mm
	ε <sub>lat</sub>	3,57 <sup>c,d</sup> ± 4,15%
Analyse statistique	S : p=0,404 ε <sub>lat</sub> : p=0,581 S : a : p=0,004 b : p=0,003 ε <sub>lat</sub> : p=0,972 c, d : p<0,001	

**Tableau 22 : évolution des pentes des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral S et déformations interfragmentaires longitudinales latérales ε<sub>lat</sub> (moyenne ± écart-type) en flexion 4 points des tibias appareillés**  
(des lettres identiques en exposant indiquent une différence significative entre les groupes)



Vis corticales standard		Vis verrouillées	Os controlatéraux
T0	K	133,35 <sup>c</sup> ± 18,68 N.m/rad	254,06 <sup>g, h</sup> ± 35,03 N.m/rad
	Kr	44,01 <sup>e</sup> ± 10,27%	/
6 sem.	K	122,62 <sup>d</sup> ± 8,13 N.m/rad	205,46 <sup>g</sup> ± 25,74 N.m/rad
	Kr	40,35 <sup>f</sup> ± 7,04%	/
12 sem.	K	213,51 <sup>c, d</sup> ± 67,10 N.m/rad	207,19 <sup>h</sup> ± 37,60 N.m/rad
	Kr	-6,85 <sup>e, f</sup> ± 38,01%	/
Analyse statistique	K : a : p=0,028		K : g : p=0,004 h : p=0,003 p=0,991
	Kr : b : p=0,020		

**Tableau 23 : évolution des raideurs K et pertes de raideur Kr (moyenne ± écart-type) en torsion des tibias appareillés et controlatéraux**

		Vis corticales standard	Vis verrouillées	Os controlatéraux
T0	K	1019228,77 ± 249501,43 N/m	611057,11 <sup>a</sup> ± 104012,99 N/m	1907505,13 ± 181149,42 N/m
	Kr	47,67 ± 10,77%	66,50 <sup>c</sup> ± 10,26%	/
6 sem.	K	651746,69 ± 211148,76 N/m	673550,82 <sup>b</sup> ± 208295,63 N/m	1827502,70 ± 282932,00 N/m
	Kr	62,73 ± 15,82%	62,05 <sup>d</sup> ± 15,07%	/
12 sem.	K	958737,50 ± 304331,95 N/m	1364442,29 <sup>a, b</sup> ± 595144,12 N/m	1858274,78 ± 238239,79 N/m
	Kr	47,79 ± 16,70%	24,75 <sup>c, d</sup> ± 33,90%	/
Analyse statistique	K : p=0,081		K : p=0,958   a : p=0,008   b : p=0,014	K : p=0,715
	Kr : p=0,188		Kr : p=0,941   c : p=0,013   d : p=0,027	

**Tableau 24 : évolution des raideurs K et pertes de raideur Kr (moyenne ± écart-type) en compression axiale des tibias appareillés et controlatéraux**  
(des lettres identiques en exposant indiquent une différence significative entre les groupes)

		Vis corticales standard	Vis verrouillées
T0	S	438,24 ± 228,34 N/mm	254,61 <sup>a</sup> ± 72,56 N/mm
	ε <sub>lat</sub>	14,33 ± 5,86%	23,30 <sup>c</sup> ± 8,97%
6 sem.	S	291,98 ± 91,74 N/mm	304,31 <sup>b</sup> ± 69,82 N/mm
	ε <sub>lat</sub>	27,78 ± 12,83%	24,55 <sup>d</sup> ± 4,98%
12 sem.	S	664,30 ± 696,46 N/mm	1087,03 <sup>a, b</sup> ± 598,90 N/mm
	ε <sub>lat</sub>	16,50 ± 14,17%	3,50 <sup>c, d</sup> ± 3,50%
Analyse statistique		S : p=0,393	S : 0,954 a : p=0,002 b : p=0,003
		ε <sub>lat</sub> : p=0,161	ε <sub>lat</sub> : p=0,934 c, d : p<0,001

**Tableau 25 : évolution des pentes des courbes charge-rapprochement interfragmentaire latéral S et déformations interfragmentaires longitudinales latérales ε<sub>lat</sub> (moyenne ± écart-type) en compression axiale des tibias appareillés**  
(des lettres identiques en exposant indiquent une différence significative entre les groupes)

### F. Évaluation histologique et histomorphométrique

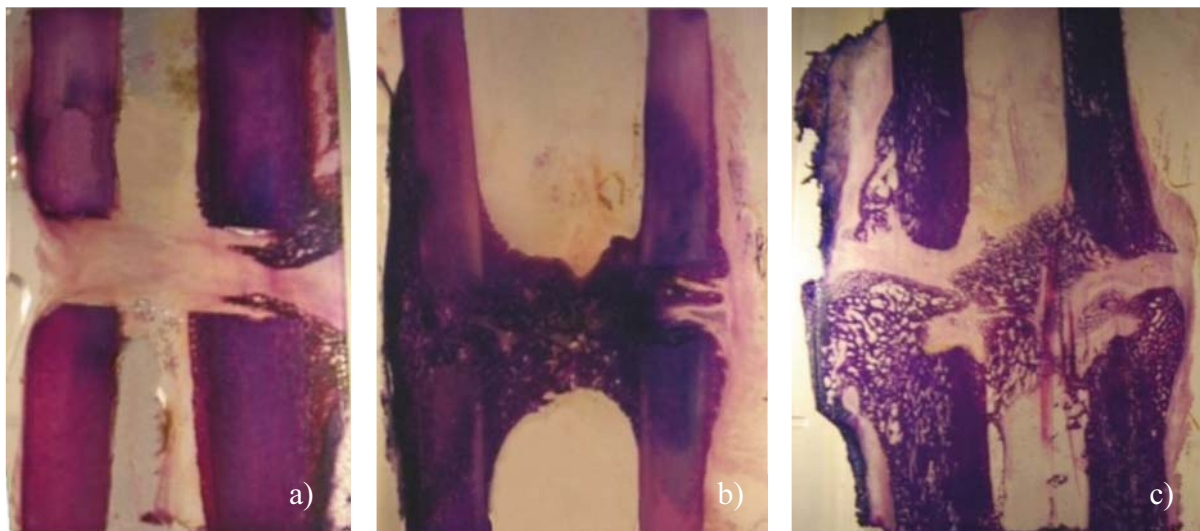
## 1. Évaluation qualitative

L'évaluation qualitative des cals osseux à 6 et 12 semaines postopératoires a révélé 3 types de coupes histologiques immédiatement différenciables macroscopiquement (cf. : Figure 71).

Le type I n'a présenté quasiment aucune ossification dans le site de perte de substance et les 2 corticales ont été parfaitement individualisables (cf. : Figure 71a). Il a été observé sur tous les cals obtenus à 6 semaines de cicatrisation, quel que soit le type de vis utilisées.

Le type II a présenté un comblement quasiment complet de la perte de substance par un tissu osseux immature. Celui-ci a été présent à la fois dans la périphérie de l'écart interfragmentaire, pontant les corticales des 2 fragments, mais aussi dans la cavité médullaire au niveau de la perte de substance, reliant entre elles les corticales d'un même fragment (cf. : Figure 71b et Figure 72). L'ossification endostée et périostée a été limitée à la zone de la perte de substance. L'écart interfragmentaire moyen a présenté une valeur de 3,55 mm et le diamètre externe du cal moyen de 19,3 mm. Le type II a été attribué uniquement à certains cals obtenus par ostéosynthèse avec vis verrouillées (cf. : Figure 74).

Le type III a été caractérisé par une ossification intermédiaire avec un pontage partiel de la perte de substance, dans laquelle a été observé un mélange de tissu osseux immature et de tissu conjonctif dense. Une réaction osseuse périostée et endostée a été visualisée, avec un empâttement des extrémités des corticales osseuses au niveau de la perte de substance (cf. : Figure 71c et Figure 73). Une augmentation de l'écart interfragmentaire, avec une moyenne de 6,9 mm, a également été observée. Le diamètre externe du cal moyen a présenté une valeur de 27,0 mm.



**Figure 71 : photographies des 3 types de cals osseux obtenus à 6 et 12 semaines :**

a) type I
b) type II
c) type III

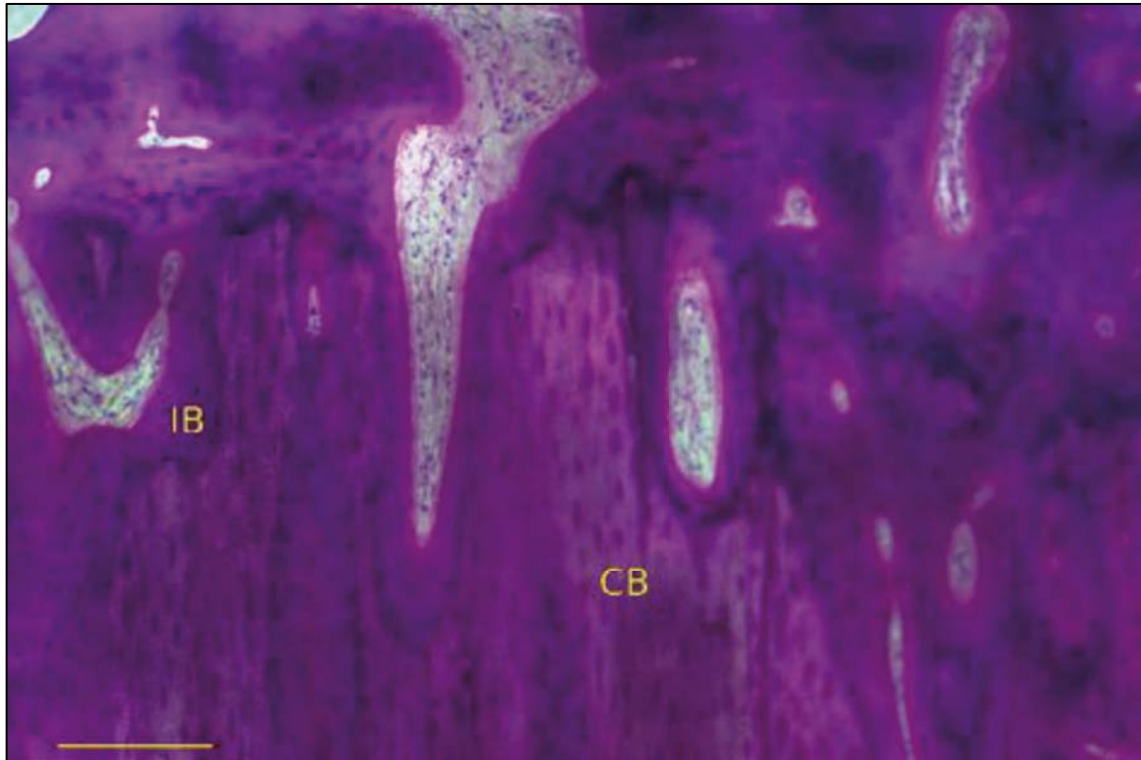


Figure 72 : photographie de l'extrémité d'une diaphyse de cal de type II montrant un os cortical dense (CB), dans lequel se sont formées des cavités de résorption, à partir desquelles de l'os immature (IB) s'est déposé (barre 100  $\mu$ m)

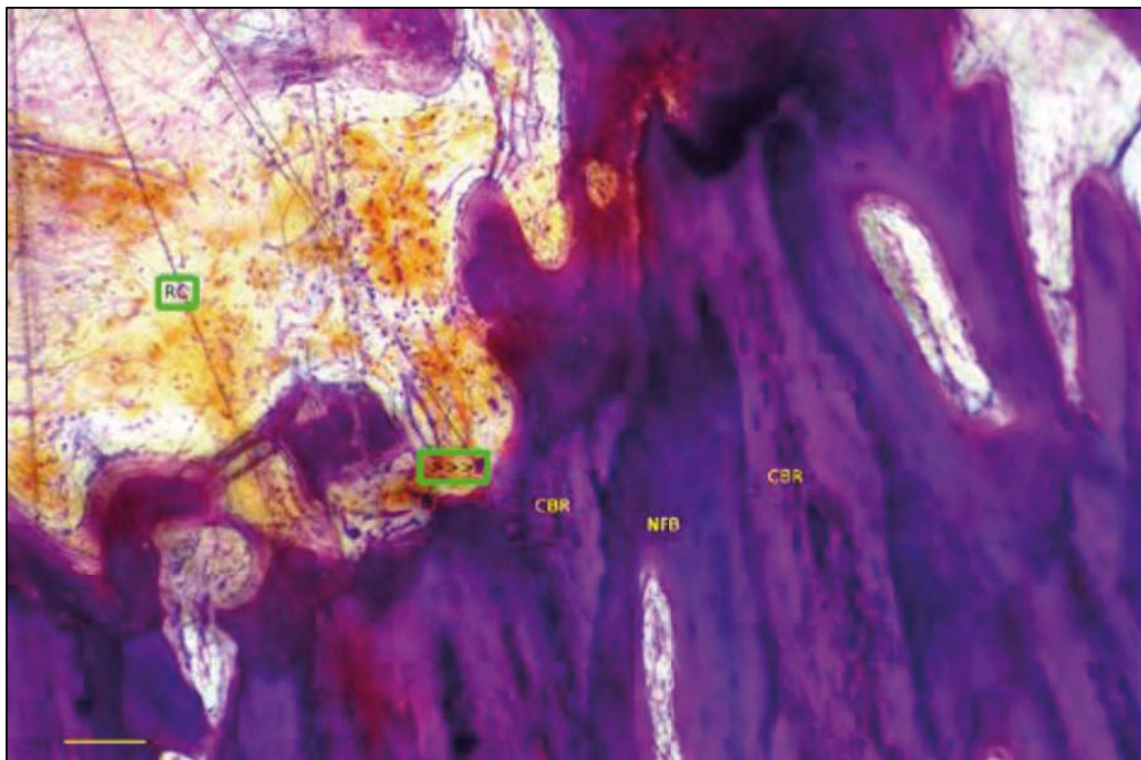
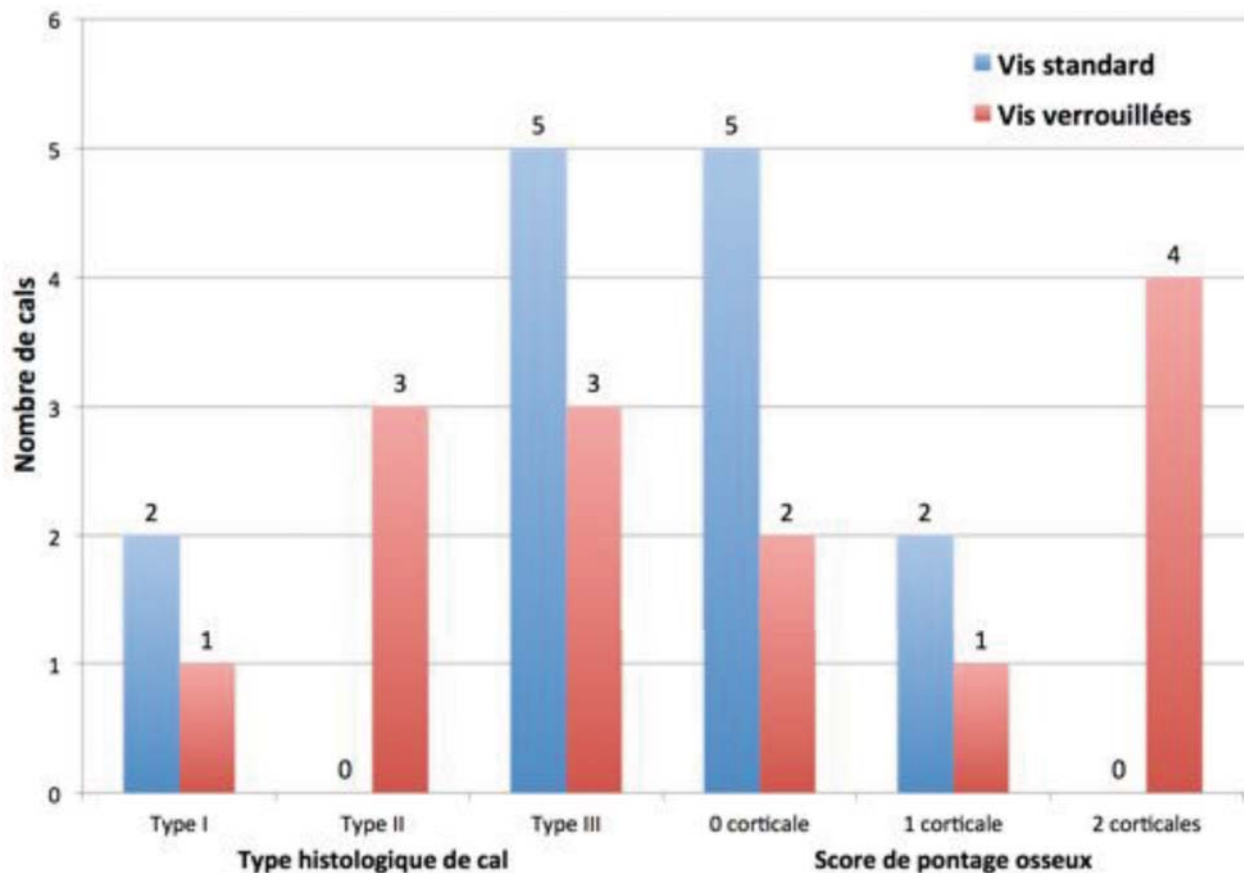


Figure 73 : photographie de l'extrémité d'une diaphyse de cal de type III montrant une faible quantité d'os cortical, très remanié et spongieux (CBR), dans lequel se sont formées de grandes cavités de résorption (RC) par une forte activité ostéoclastique (>>>), à partir desquelles de l'os immature (NFB) s'est déposé (barre 75  $\mu$ m)



**Figure 74 : histogrammes comparant les types histologiques de cicatrisation osseuse et les scores de pontage osseux pour les différents groupes, à 12 semaines postopératoires**

## 2. Évaluation quantitative

Les cals à 6 semaines ont présenté uniquement un type I et les critères histomorphométriques utilisés n'ont pas permis une discrimination entre les cals obtenus par ostéosynthèse conventionnelle et ceux obtenus par ostéosynthèse verrouillée.

Concernant les types histologiques de cicatrisation osseuse des cals à 12 semaines, le type I a été attribué à 14,3% des cals obtenus avec vis standard (2 sur 7) et 7,14% des cals obtenus par vis verrouillées (1 sur 7), le type II a été attribué uniquement à des cals obtenus avec vis verrouillées à hauteur de 42,9% (3 sur 7), alors que le type III a pu être attribué à 71,4% des cals obtenus avec vis standard (5 sur 7) et 42,9% des cals obtenus avec vis verrouillées (3 sur 7) (cf. : Figure 74).

L'analyse statistique suivante a porté uniquement sur les cals osseux à 12 semaines de cicatrisation (cf. : Tableau 13 et Tableau 26).

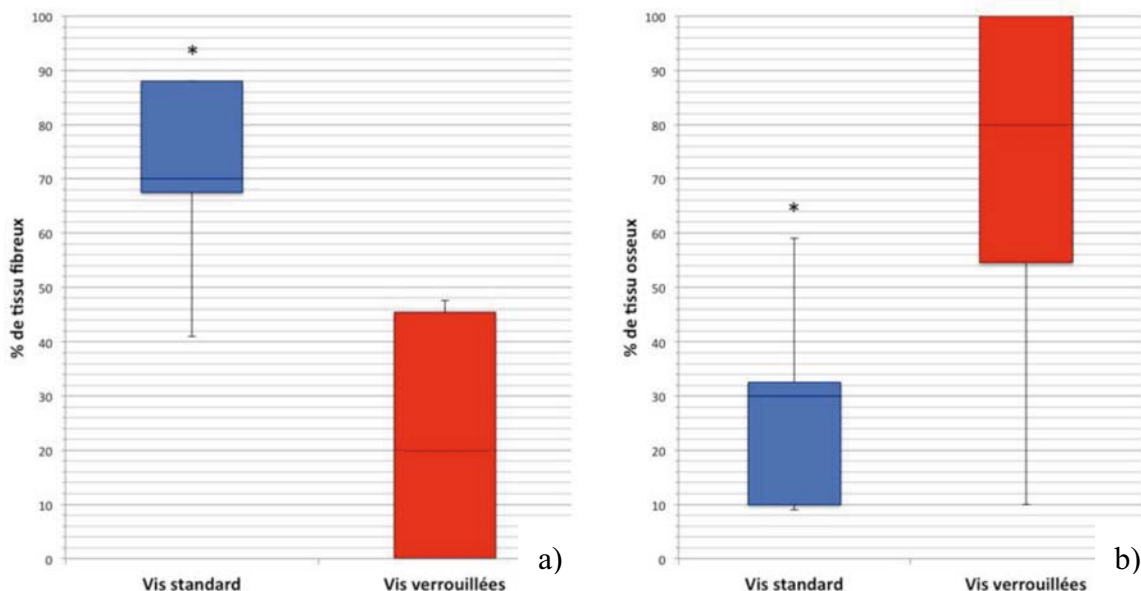
Aucune différence significative entre le groupe expérimental et le groupe contrôle n'a été mise en évidence pour le type de cal, le pontage osseux, le diamètre externe du cal, l'écart interfragmentaire, le % de tissu osseux dans la cavité médullaire, le % de tissu cartilagineux ou le % d'os lamellaire dans l'os néoformé.

En revanche, le % de tissu fibreux a été significativement inférieur de 60,7% et le % de tissu osseux significativement supérieur de 172,7% pour les cals obtenus avec vis verrouillées par rapport aux cals obtenus avec vis standard (cf. Figure 75).



Critère		Vis corticales standard	Vis verrouillées	Analyse statistique
Type de cal		cf. : Figure 74		p>0,05
Pontage osseux		cf. : Figure 74		p>0,05
Diamètre externe du cal		17,43 ± 12,43 mm	20,71 ± 10,81 mm	p=0,607
Écart interfragmentaire		6,22 ± 0,78 mm	6,32 ± 3,43 mm	p=0,946
% de tissu osseux dans les tissus présents	(cavité médullaire)	62,29 ± 43,92%	79,29 ± 36,55%	p=0,446
% de tissu fibreux dans les tissus présents	(zone entre les corticales des 2 fragments)	73,14 <sup>a</sup> ± 17,54%	28,71 <sup>a</sup> ± 36,67%	a : p=0,014
% de tissu cartilagineux dans les tissus présents		0,71 ± 1,89%	0,00 ± 0,00%	p=0,337
% de tissu osseux dans les tissus présents		26,14 <sup>b</sup> ± 18,23%	71,29 <sup>b</sup> ± 36,67%	b : p=0,013
% d'os lamellaire dans l'os néoformé		51,29 ± 35,59%	66,79 ± 30,18%	p=0,397

**Tableau 26 : résultats de l'évaluation histomorphométrique (moyenne ± écart-type) des cals osseux à 12 semaines**  
(des lettres identiques en exposant indiquent une différence significative entre les groupes)



**Figure 75 : comparaison des cals osseux obtenus par ostéosynthèse avec vis standard et de ceux avec vis verrouillées à 12 semaines pour les tissus présents dans la zone entre les corticales des 2 fragments :**

**a) % de tissu fibreux**

**b) % de tissu osseux**

### **III. Discussion**

#### **A. *Éléments de matériels et méthodes***

##### **1. *Conditions postopératoires et reprise d'appui sur le membre***

Les ovins ont été placés dans des conditions de reprise d'appui rapide sur le membre opéré, dans un environnement de surface restreinte autorisant des déplacements libres - comme la marche - mais ne permettant pas d'activité physique telle que la course.

Cela a simulé les conditions postopératoires généralement appliquées aux carnivores domestiques, à savoir une reprise d'appui précoce associée à une activité physique limitée et contrôlée.

Malheureusement, le comportement des herbivores comme les ovins de l'étude diffère de celui des carnivores. Les ovins présentent un comportement de proie et sont capables de mouvements excédants largement le seuil de tolérance des implants lors de situation de peur, par exemple.

Les complications rencontrées lors de l'étude préliminaire, avec plaques LCP® larges pour vis de 3,5 mm, nous ont amenés à renforcer la fixation par des plaques surdimensionnées et à protéger partiellement la fixation par l'application d'une résine renforcée.

La résine n'a pas permis une contention complète du tibia, puisque pour remplir pleinement sa fonction, il aurait fallu qu'elle contienne l'articulation proximale en plus de l'articulation distale. Or, le grasset de la brebis ne peut être immobilisé par une résine, pour des raisons essentiellement anatomiques.

En outre, une phase d'acclimatation et de socialisation des brebis a été réalisée pendant 2 semaines avant l'expérimentation, afin d'habituer les animaux à leur environnement d'hébergement, à la présence et au contact des membres de l'équipe.

Pour des raisons techniques et pour assurer une certaine mise en charge du membre opéré, nous avons choisi la contention incomplète par résine renforcée plutôt que la suspension des brebis, permettant de limiter l'appui des membres ou d'interdire leur couchage, comme cela a été utilisé dans certaines études sur ovins [187, 241, 242].

##### **2. *Configuration des montages verrouillés***

L'espace entre la plaque et l'os sous-jacent et le modelage des plaques verrouillées est susceptible d'influencer les résultats. Nous avons choisi de positionner les plaques au contact de l'os et de les modeler à l'identique, pour les 2 types de vis testées, afin de standardiser leur mise en place et de comparer uniquement l'effet du verrouillage, alors que les recommandations concernant les plaques verrouillées conseillent un écart de la plaque par rapport à l'os sous-jacent et précisent que leur modelage n'est pas nécessaire.

Ahmad ayant montré que l'écartement de 2 mm n'avait pas de conséquences mécaniques statistiquement significatives en torsion et compression, on peut se demander si les résultats des propriétés mécaniques des os appareillés par montages verrouillés à T0, 6 et 12 semaines auraient été modifiés par l'écartement de la plaque [178].

En revanche, l'écartement de la plaque aurait peut-être induit des différences des résultats biomécaniques, radiographiques et histologiques des cals à 6 et 12 semaines plus marquées que celles que nous avons observées. En effet, il a été montré une amélioration de la circulation sanguine en présence d'un écart os-plaque supérieur à 1 mm [177] et nous avons précédemment expliqué la rôle crucial de la vascularisation sur la cicatrisation osseuse. L'écartement de la plaque aurait ainsi éventuellement pu avoir un rôle sur la qualité et la vitesse de formation des cals osseux.

### **3. Etude de la méthodologie des essais biomécaniques**

#### **a) Essais biomécaniques sur les cals osseux**

Alors que des essais biomécaniques ont été effectués sur les cals osseux obtenus 12 semaines après ostéosynthèse (après retrait de la plaque et des vis), il a volontairement été décidé de ne pas pratiquer de même sur les cals osseux à 6 semaines.

En effet, le degré de minéralisation des cals et leurs propriétés mécaniques étant très faibles, un fort risque de destruction des cals aurait été à prévoir, compromettant la réalisation des examens histologiques ultérieurs.

D'autre part, la pertinence clinique des informations fournies par les propriétés mécaniques des cals à 6 semaines aurait été assez limitée. En clinique, aucune fracture comminutive équivalente à celle utilisée dans notre modèle n'aurait été cicatrisée à 6 semaines. Le seul intérêt de connaître ces données aurait donc été plutôt fondamental, pour la compréhension de la consolidation osseuse.

Ainsi, tous les essais mécaniques effectués sur les tibias gauches des animaux du lot 6 semaines ont été effectués sur os appareillés et os controlatéraux uniquement.

Il paraît légitime de s'interroger sur les effets des essais biomécaniques sur l'analyse histologique ultérieure. Les essais biomécaniques ont été réalisés en deçà de la limite élastique des os appareillés et controlatéraux, préalablement déterminée par des essais destructifs. Mais pour les cals osseux à 12 semaines de cicatrisation, la valeur maximale de la charge appliquée a été choisie arbitrairement comme représentant 10% de celle appliquée sur les os controlatéraux et appareillés, la limite élastique des cals osseux étant inconnue. Les sollicitations mécaniques ont pu, potentiellement, induire des modifications de l'architecture microscopique et la survenue d'éventuelles micro-lésions osseuses.

Ce choix de la valeur maximale de la charge s'est avéré pertinent : il a permis d'obtenir des courbes suffisantes pour l'interprétation de la raideur des cals, tout en évitant leur endommagement préjudiciable pour l'analyse histologique ultérieure, puisque nous n'avons pas observé de signes de lésion des cals sur les courbes des essais biomécaniques, ni sur les lames obtenues pour l'analyse histologique.

#### **b) Conditions de conservation des spécimens**

Pour cette étude, nous avons fait appel à des os frais, conservés sous couvert d'hydratation et traités le plus rapidement possible après prélèvement (délai maximal de 12h entre l'euthanasie de l'animal et la mise en formol des cals osseux), afin d'éviter leur déshydratation et de limiter l'autolyse cellulaire.

Seuls les os controlatéraux ont été congelés et traités de la même manière que dans la partie 2.



#### **4. Moyens d'évaluation de la cicatrisation osseuse**

##### **a) Évaluation radiographique du cal osseux**

Une évaluation radiographique de la cicatrisation osseuse a été effectuée après retrait de la plaque, permettant une visualisation radiographique idéale du cal osseux, sans les interférences rencontrées en présence d'implants radio-opaques.

Il a volontairement été décidé de ne pas pratiquer l'évaluation sur les cals osseux à 6 semaines, bien que des radiographies de ceux-ci aient été effectuées. En effet, la visualisation radiographique d'un cal périosté, cortical ou médullaire a été très limitée, compte-tenu du faible degré de minéralisation du cal à cette période de la cicatrisation.

Certaines études ont fait appel à une technique d'angiographie osseuse [243, 244]. Elle aurait permis de déterminer l'effet des vis verrouillées sur la vascularisation du foyer fracturaire et de l'os adjacent, notamment de la surface osseuse située sous la plaque. Cette technique ne nous a malheureusement pas été accessible.

##### **b) Évaluation par histologie du cal osseux**

Nous avons utilisé une technique de préparation des échantillons sans décalcification et avec inclusion dans le méthacrylate, qui est conseillée pour obtenir une visualisation optimale de l'architecture osseuse [245].

Le bleu de Toluidine, que nous avons employé, est un colorant basique métachromatique qui colore en bleu clair les structures cytoplasmiques et conjonctives. Certaines substances - telle que la chondroïtine sulfate (glycoprotéine acide de la substance fondamentale de la matrice-extracellulaire du tissu conjonctif, du cartilage ou de l'os) - se colorent en rouge pourpre ou violet par le bleu de Toluidine [246, 247]. Ces substances sont alors dites métachromatiques, c'est-à-dire qu'elles présentent une coloration différente de celle du colorant (bleu) en solution. La métachromasie de l'os est d'autant plus marquée que l'os est jeune.

Le bleu de Toluidine permet donc l'examen de la morphologie des cellules osseuses et l'identification des cavités de résorption, des fronts de minéralisation et des unités de remodelage osseux [248]. C'est pourquoi nous l'avons choisi pour notre étude, comme d'autres auteurs avant nous [188].

## **B. Interprétation des résultats**

### **1. Caractéristiques morphologiques des tibias**

La variabilité des caractéristiques morphologiques a été assez réduite, ce qui est lié à la randomisation et à la sélection d'animaux de gabarits similaires.

Nous devons souligner que les mesures de longueur totale des os appareillés ont été effectuées en présence de la perte de substance de 5 mm, alors que pour les os controlatéraux, cette perte de substance n'a pas été présente. Néanmoins, la longueur totale des os appareillés avec vis standard ou vis verrouillées et celle des os controlatéraux n'ont pas présenté de différence significative. En outre, l'objet de notre étude consistant principalement en la comparaison du groupe vis standard avec le groupe vis verrouillées et les longueurs totales des tibias de ces 2 groupes ayant été mesurées avec la même perte de substance, une éventuelle différence de longueur par rapport aux os controlatéraux n'aurait pas eu de conséquence sur la comparaison des 2 groupes.

D'autre part, les mesures de diamètre crâniocaudal et latéromédial des os controlatéraux ont été effectuées en regard de l'isthme tibial médio-diaphysaire, alors que pour les os appareillés, elles ont été effectuées en regard de l'isthme tibial distal à la plaque, puisque l'isthme tibial médio-diaphysaire a été occupé par le cal osseux. Cela explique l'infériorité significative des diamètres des os controlatéraux par rapport aux os appareillés.

### **2. Évaluation du desserrage des vis**

Les vis standard et verrouillées ayant toutes été serrées avec le même tournevis limiteur de couple à 4 N.m lors de l'ostéosynthèse, la possibilité de resserrage des vis, après le prélèvement des tibias, a signifié qu'un desserrage des vis aurait pu survenir au cours des 6 ou 12 semaines de l'expérimentation.

Contrairement à l'expérimentation sur os appareillé à T0 (partie 2), pour laquelle aucun desserrage des vis n'a été observé, les mesures semi-quantitatives effectuées sur les os appareillés à 6 et 12 semaines ont révélé le desserrage d'un nombre élevé de vis. Cela est lié à l'existence d'un cyclage appliqué sur les montages pendant 6 ou 12 semaines, par l'appui répété sur le membre opéré, lié aux déplacements des ovins dans leur box.

Les vis standard ont présenté un nombre significativement plus élevé de vis desserrées que les vis verrouillées, bien qu'elles aient toutes 2 été insérées avec le même couple de serrage de 4 N.m.

Un tel desserrage de vis corticales standard a déjà été observé et quantifié dans une étude *in vivo* faisant appel à des plaques DCP<sup>®</sup> appareillant un modèle d'ostéotomie du radius ovin, le desserrage ayant été observé au cours du 1<sup>er</sup> mois postopératoire [249].

Il aurait été lié au cyclage appliqué sur les os appareillés, par l'appui répété sur le membre [250]. D'autre part, la différence de desserrage observée entre les 2 types de vis aurait pu être liée à la nature et à la répartition des contraintes exercées sur celles-ci.

Lors de fixation verrouillée, les forces de cisaillement engendrées par la charge axiale sur l'os se traduisent en forces de compression sur les vis et l'os, perpendiculaires au grand axe des vis verrouillées et qui sont réparties sur toute la longueur des vis [133]. Ainsi, les forces de cisaillement exercées sur les vis verrouillées n'induisent pas leur "débricolage", comme dans le cas des vis standard [135]. En outre, l'interface entre les vis et l'os présente

une taille supérieure à celle des vis standard, ce qui diminue les contraintes appliquées pour une force de même intensité, et la répartition des contraintes au sein d'une même vis et entre les vis d'un même fragment est plus uniforme [61, 136]. Cela évite des concentrations de contraintes sur une seule vis [137].

Les résultats de l'évaluation du desserrage des vis ont donc montré que la stabilité au cours du temps de la solidarisation du complexe vis-plaque des vis verrouillées (par filetage) a été supérieure à celle du complexe vis-plaque-os des vis standard (par les forces de friction entre la plaque et l'os, dépendant notamment du couple de serrage des vis).

A notre connaissance, il n'existe aucune étude comparant le desserrage des vis de montages conventionnels et de montages verrouillés, afin de comparer nos résultats.

Des lâchages de vis, par résorption osseuse autour du trou de vis dans l'os, ont également été observés radiographiquement et confirmés lors de la dissection des tibias. Ces 3 lâchages ont affecté uniquement des vis standard insérées dans le trou le plus proximal de la plaque. Leur localisation paraît cohérente avec la démonstration, par des modèles informatiques, que les vis situées aux extrémités des plaques sont les plus fortement sollicitées par le transfert des charges liées à l'appui du membre, d'un fragment osseux à l'autre, au travers d'un montage pontant mécaniquement une perte de substance [251, 252].

L'observation de la survenue de lâchages uniquement sur des vis standard pourrait s'expliquer de la façon suivante. Sous l'effet d'une charge axiale, si l'intensité des forces de cisaillement appliquées sur les vis standard dépasse celle des forces de friction entre la plaque et l'os ou la résistance en cisaillement de l'os, un basculement des vis peut survenir. Les micro-mouvements induits conduisent à une résorption osseuse autour du trajet de la vis et, à terme, à son lâchage [61, 132]. Au contraire, lors de fixation verrouillée, les forces de cisaillement exercées sur les vis verrouillées n'induisent pas leur "débricolage" et basculement [135], comme expliqué précédemment, d'autant plus que leur diamètre supérieur à celui des vis standard, leur confère une résistance en flexion et cisaillement plus élevée [61, 136].

La résorption osseuse autour des vis peut également survenir par le phénomène de "déviation des contraintes", lié à une différence de raideur entre la vis et l'os environnant [253, 254].

### **3. Propriétés mécaniques des spécimens à 6 et 12 semaines postopératoires**

A 6 semaines postopératoires, aucune différence significative des propriétés mécaniques globales ( $K$  et  $K_r$ ) et locales ( $S$  et  $\epsilon_{lat}$ ) n'a été mise en évidence entre les groupes vis standard et vis verrouillées.

En revanche, à 12 semaines, concernant les os appareillés par montages verrouillés, une supériorité significative des propriétés mécaniques globales et locales et une infériorité significative de la déformation interfragmentaire en flexion ont été mises en évidence. Une infériorité significative de la déformation interfragmentaire en compression du groupe vis verrouillées a également été notée.

Concernant les cals osseux, une supériorité significative des propriétés mécaniques globales du groupe vis verrouillées a été révélée, à la fois en flexion et en compression. En outre, une supériorité significative de la "raideur locale" et une infériorité significative de la déformation interfragmentaire du groupe vis verrouillées a été observée en flexion.

En compression, la déformation interfragmentaire n'a pas présenté de différence significative entre les 2 groupes. Néanmoins, les résultats de ce paramètre ne doivent pas être négligés car ses valeurs moyennes ont été fortement éloignées (infériorité de 98,2% pour le groupe vis verrouillées) et la valeur de  $p$  assez proche de 0,05 ( $p=0,067$ ). Une augmentation des effectifs aurait peut-être permis d'obtenir une différence significative entre les 2 groupes.

Ainsi, l'utilisation de vis verrouillées avec des plaques LCP® a-t-elle conduit à la formation de cals osseux dotés de propriétés mécaniques globales et locales significativement supérieures à celles des cals obtenus avec vis standard, à 12 semaines. Les différences de raideur de ces cals ont pu, à cause de leur contribution à la raideur des os appareillés, expliquer les différences de propriétés mécaniques des os appareillés constatées à 12 semaines.

Bien que les propriétés mécaniques globales et locales des plaques avec vis standard ou vis verrouillées aient été statistiquement équivalentes à 6 semaines, la différence des propriétés mécaniques observée à T0 pourrait expliquer l'évolution significativement plus favorable de la cicatrisation obtenue grâce aux vis verrouillées. A T0, nous avons observé une raideur des os appareillés du groupe vis verrouillées significativement inférieure à celle des os appareillés du groupe vis standard et une perte de raideur significativement supérieure en compression. En outre, toujours en compression, la "raideur locale" a été largement inférieure et la déformation interfragmentaire largement supérieure pour les os appareillés avec vis verrouillées (23,30% vs 14,33%), à cause de leur raideur globale moins importante, bien qu'aucune différence significative n'ait été mise en évidence.

La différence de l'intensité des déformations interfragmentaires en compression observée entre les 2 groupes à T0, liée à la différence de raideur des os appareillés, pourrait notamment expliquer l'évolution de la cicatrisation entre les 2 groupes.

En effet, l'effet bénéfique d'une supériorité maîtrisée des déformations interfragmentaires en compression a été montrée dans de nombreuses études, à la fois dans différentes espèces animales et chez l'homme [23, 39, 40, 44, 46, 51, 65-68]. En outre, les nombreuses études portant sur l'effet des déformations interfragmentaires montrent qu'une gamme de valeurs de déformations interfragmentaires initiales de 10 à 45% conduit à une cicatrisation plus rapide que pour des valeurs inférieures [24, 29, 39-41, 45-51, 63], dans la limite de déformations n'excédant pas 67% [51]. Enfin, une fixation flexible favorise la formation de cal par rapport à une fixation plus raide [24, 29, 39, 41, 45, 48, 49, 51, 63, 64, 68, 82, 87, 92].

Ainsi, l'influence de la raideur de la plaque et notamment de la raideur en compression a été montrée sur des modèles d'ostéotomie médio-diaphysaires fémorales chez le chien. La raideur en flexion de cals obtenus par ostéosynthèse avec une plaque conventionnelle présentant une raideur axiale moindre a été significativement supérieure à celle mesurée lors d'utilisation d'une plaque plus raide [92]. Aucune différence significative n'avait été notée en torsion, tout comme dans notre étude [92].

Au contraire, la raideur en torsion de tibias ovins cicatrisés 12 semaines après création d'une perte de substance médio-diaphysaire de 3 mm a été significativement supérieure pour les os traités par un fixateur externe autorisant un cyclage quotidien en compression, avec une déformation interfragmentaire de 33%, par rapport aux os traités par fixateur rigide [39].

Néanmoins, l'effet bénéfique d'une fixation flexible serait valable uniquement pour des écarts interfragmentaires limités car l'effet bénéfique de mouvements interfragmentaires plus élevés dépendrait de la taille de l'écart interfragmentaire [29, 39, 40, 45-47, 96]. Il semblerait qu'un écart interfragmentaire de 6 mm représente la limite maximale au delà de laquelle cet effet bénéfique disparaît et la cicatrisation devient plus difficile à obtenir [29, 40, 45, 47]. Compte-tenu de la longueur de 5 mm de la perte de substance, l'écart interfragmentaire créé dans notre étude se situerait en deçà de cette valeur limite.

Les propriétés mécaniques en compression des montages verrouillés à T0 aurait donc permis de générer un environnement biomécanique initial plus favorable à la cicatrisation que les montages conventionnels. Cette influence aurait pu être d'autant plus grande que l'orientation de l'évolution future de la vitesse de cicatrisation semble déterminée très précocement par la direction et l'intensité des déformations interfragmentaires initiales [54-57, 64].

Enfin, l'absence de compression périostée inhérente au mécanisme de verrouillage des plaques verrouillées, contrairement aux plaques conventionnelles, pourrait également expliquer partiellement les différences de propriétés mécaniques des cals entre les 2 groupes. Comme nous l'avons vu en partie 1, les plaques LCP<sup>®</sup> ont été conçues pour préserver la vitalité osseuse sans compromis par rapport aux propriétés mécaniques attendues pour tout implant interne [20] [132-134]. L'absence d'écrasement périosté pourrait limiter les lésions de la vascularisation périostée et cet environnement périfracturaire biologique favorable pourrait conduire à la formation de cals mécaniquement supérieurs à ceux obtenus avec les plaques conventionnelles, au moins sur la corticale où se situe la plaque.

La littérature ne comporte, à notre connaissance, aucune étude des modifications de la vascularisation périostée induite par un positionnement d'une plaque verrouillée au contact de la surface de l'os, qui pourrait étayer notre hypothèse. La seule étude existante, sur l'influence de l'écart entre une plaque et l'os sous-jacent, a montré une amélioration de la circulation sanguine en présence d'un écart os-plaque supérieur à 1 mm [177].

Il n'existe aucune autre étude expérimentale comparant la cicatrisation induite par ostéosynthèse avec plaques conventionnelles ou verrouillées sur un modèle de perte de substance médio-diaphysaire. Les seules études comparatives *in vivo* portent sur des modèles d'ostéotomie oblique médio-diaphysaire fixée par vis de traction [187, 188]. Or il est admis que la cicatrisation osseuse lors de fracture réduite avec contact des bouts (cicatrisation primaire) diffère considérablement de la cicatrisation osseuse lors de perte de substance (cicatrisation secondaire) [20, 22]. Il est donc difficile de confronter nos résultats.

Bien qu'il n'y ait pas eu de différence significative de la "raideur locale" des cals en compression à 12 semaines (en raison du faible effectif de cals obtenus avec vis verrouillées ; n=1), il est possible qu'avec des effectifs supérieurs de cals obtenus avec vis verrouillées, une nette supériorité de "raideur locale" des cals obtenus avec vis verrouillées aurait été mise en évidence, comme cela a été le cas en flexion.

#### **4. Évolution des propriétés mécaniques des spécimens au cours du temps**

##### **Propriétés mécaniques des os controlatéraux entre T0, 6 et 12 semaines :**

Les propriétés mécaniques globales (raideurs) des os controlatéraux dans les différents lots de temps ont été équivalentes en flexion et compression ; ce qui montre la bonne répétabilité de la méthodologie des essais et de leurs interprétations.

En revanche, la raideur en torsion a été significativement plus élevée à T0 qu'à 6 et 12 semaines (diminution de 19,1% et 18,4%). Nous n'avons malheureusement pas trouvé d'explication valide à cette diminution des propriétés mécaniques globales. Si cette diminution avait été généralisée aux 3 types de sollicitations, une supériorité des propriétés mécaniques des os controlatéraux du lot T0, liée à des caractéristiques morphologiques (longueur, diamètre, etc) plus élevées, aurait pu être suspectée. Mais cette diminution n'est pas cohérente avec la stabilité concomitante des propriétés mécaniques globales des os controlatéraux en flexion et compression, ni avec la standardisation des méthodes de réalisation des montages et des essais mécaniques à T0, 6 et 12 semaines. En outre, aucune différence significative des caractéristiques morphologiques des os controlatéraux n'a été mise en évidence entre les lots T0, 6 et 12 semaines.

Le changement d'inclinomètre entre le lot T0 et les lots 6 et 12 semaines ne peut pas être incriminé, puisque des essais en torsion comprenant des mesures simultanées du déplacement angulaire par les 2 inclinomètres ont été conduits sans différence significative des angles mesurés par chacun.

##### **Propriétés mécaniques des os appareillés entre T0 et 6 semaines :**

Entre T0 et 6 semaines, les raideurs et "raideurs locales" des os appareillés n'ont pas subi d'augmentation significative. Cette période correspond aux phases de cicatrisation osseuse conduisant à la consolidation cartilagineuse et au début de formation du cal dur [28, 29]. L'augmentation de raideur du cal liée à la présence de ces tissus néoformés est assez faible, comme l'a montré Comiskey. Dans son étude analysant les travaux de 7 études précédentes, il a montré que, même pour les vitesses d'évolution de la cicatrisation les plus rapides, cette période de 0 à 6 semaines correspond à une phase d'augmentation lente de la raideur relative en compression [64]. Ainsi, entre T0 et 6 semaines, la contribution des cals osseux à la raideur et la "raideur locale" des os appareillés aurait été probablement négligeable, vis-à-vis de la raideur et de la "raideur locale" élevées des implants, et n'aurait donc pu contribuer de façon détectable à une augmentation des raideurs et "raideurs locales" des os appareillés.

##### **Propriétés mécaniques des os appareillés avec vis standard entre T0 et 6 semaines :**

Contrairement au temps T0, pour lequel la raideur en compression des os appareillés avec vis standard a été quasiment le double de celle des os appareillés avec vis verrouillées, à 6 semaines, aucune différence significative de raideur en compression axiale des os appareillés n'a été notée entre les 2 groupes. Entre T0 et 6 semaines, les os appareillés avec vis standard ont donc subi une nette diminution de 36,1% de leur raideur en compression et une augmentation de 31,6% de leur perte de raideur en compression, bien que la différence n'ait pas été significative. Parallèlement, la "raideur locale" a subi une nette diminution de 33,4% et la déformation interfragmentaire une augmentation de 93,9%, non significativement différentes.

Cela indiquerait que l'effet de compression de la plaque sur l'os, à l'origine de la stabilité des montages conventionnels et participant à la supériorité de la raideur en

compression des os appareillés par montages conventionnels observée à T0, se serait atténué avec le temps.

Le desserrage des vis standard, que nous avons observé significativement supérieur à celui des vis verrouillées et expliqué précédemment, aurait diminué les forces axiales exercées par ces vis. Il pourrait expliquer partiellement cette diminution de raideur, de même que les 3 lâchages de vis standard par résorption osseuse observés à 6 semaines.

Le desserrage des vis standard impacte particulièrement les propriétés mécaniques des montages conventionnels, puisque leur stabilité repose sur l'effet de compression de la plaque sur l'os [133], notamment lié au couple de serrage des vis, de façon linéaire [61, 125-128]. Ce desserrage aurait pu altérer la stabilité des plaques conventionnelles à 3 vis par fragment utilisées dans notre étude, par insuffisance des forces de friction entre la plaque et l'os liée soit au desserrage des 3 vis, soit à un nombre insuffisant de vis "fonctionnelles" en cas de desserrage de certaines des 3 vis.

Le desserrage des vis verrouillées influencerait probablement nettement moins la stabilité des montages par plaque LCP<sup>®</sup> verrouillée, compte-tenu du mécanisme de stabilité de ceux-ci, reposant sur le système de verrouillage, c'est-à-dire le filetage mutuel des têtes de vis et des trous de la plaque. Ainsi, des études *ex vivo* appliquant une compression axiale cyclique sur des os appareillés par plaques conventionnelles ou verrouillées ont-elles observé une diminution de la réduction fracturaire, par rapport à la réduction initiale, significativement supérieure pour les montages conventionnels [250].

Des phénomènes d'adaptation du métal de la plaque et de l'os aux contraintes permanentes liées à la compression de la plaque sur l'os, induite par les montages conventionnels, auraient également pu contribuer à la diminution de la compression de la plaque sur l'os au cours du temps. Ces phénomènes auraient pu modifier le coefficient de friction entre la plaque et l'os et la résistance en cisaillement de l'os du cis-cortex. Ainsi, une étude comparant la cicatrisation de tibias ovins obtenue après ostéosynthèse par plaque conventionnelle DCP<sup>®</sup> ou plaque verrouillée PC-Fix<sup>®</sup> a révélé l'existence d'une ostéopénie sous la plaque à partir de 12 semaines postopératoires, uniquement avec les plaques DCP<sup>®</sup> [187]. Elle a été objectivée par la visualisation radiographique d'une diminution de densité osseuse et d'épaisseur de la corticale en regard du cis-cortex, correspondant histologiquement à une nécrose osseuse dans la zone de contact entre la plaque et l'os [187]. La nécrose osseuse est actuellement attribuée à la fois à la compression vasculaire périostée induite par la plaque conventionnelle [130, 255], et à la diminution des sollicitations mécaniques sur l'os une fois appareillé (phénomène de "protection des contraintes" ou "déviation des contraintes") [83-88].

### **Propriétés mécaniques des os appareillés entre 6 et 12 semaines :**

En revanche, entre 6 et 12 semaines, une forte augmentation de raideur globale et locale des os appareillés a été observée. Comme les raideurs des os appareillés avec vis standard ou vis verrouillées n'ont pas présenté de différence significative à 6 semaines, cette augmentation de raideur des os appareillés serait liée à la contribution du cal osseux à la raideur des os appareillés.

En effet, il a été montré qu'à partir de 3 semaines postopératoires, ce cal subit une augmentation progressive de sa raideur, la vitesse d'augmentation de raideur étant assez faible et linéaire au départ, puis plus élevée et non linéaire par la suite, vers 6 semaines [64]. L'augmentation de raideur résulte à la fois d'une augmentation du diamètre de l'os (amélioration des propriétés structurelles par le cal externe) mais aussi des différenciations tissulaires successives (amélioration des propriétés matérielles par minéralisation) [30].

L'augmentation de raideur globale et locale des cals au cours du temps a été à l'origine d'une diminution des pertes de raideur et déformations interfragmentaires des os appareillés et des cals osseux entre 6 et 12 semaines.

L'augmentation des raideurs globales et locales et la diminution des pertes de raideur et déformations interfragmentaires des os appareillés avec vis verrouillées entre 6 et 12 semaines ont été significativement supérieures à celle des os appareillés avec vis standard. En effet, entre 6 et 12 semaines, la seule modification significative des propriétés mécaniques des os appareillés avec montages conventionnels a été une augmentation de la raideur en torsion.

Au contraire, pour les os appareillés avec montages verrouillés, tous les paramètres biomécaniques évalués ( $K$ ,  $K_r$ ,  $S$  et  $\epsilon_{lat}$ ) ont subi des modifications significatives selon les 3 types de sollicitation, entre 6 et 12 semaines. Cela pourrait être lié à une différence quantitative de la contribution mécanique du cal, puisque nous avons montré que les cals obtenus dans le groupe vis verrouillés ont présenté une supériorité significative de leurs propriétés mécaniques globales en flexion et en compression, par rapport aux cals obtenus dans le groupe vis standard.

En outre, comme les raideurs des os appareillés avec vis standard ou vis verrouillées n'ont pas présenté de différence significative à 6 semaines, les cals obtenus avec vis verrouillées auraient donc amené une contribution mécanique à la raideur des os appareillés supérieure à celle amenée par les cals obtenus avec vis standard.

Les plaques verrouillées ont donc été favorables à un développement significativement plus rapide de la cicatrisation osseuse par rapport aux plaques conventionnelles et les raisons de cette observation seraient liées à l'environnement périfracturaire biomécanique et biologique favorable créé par les plaques verrouillées (cf. : supra).

## **5. Confrontation des résultats des évaluations radiographique, histologique, histomorphométrique et biomécanique de la cicatrisation osseuse**

Bien que l'intensité de la réaction périostée, évaluée radiographiquement, n'ait pas été significativement différente entre le groupe contrôle et le groupe expérimental à 12 semaines postopératoires, l'intensité de la consolidation osseuse a été significativement plus élevée de 113% pour les cals obtenus avec ostéosynthèse verrouillée. En outre, l'ensemble des cals obtenus avec vis verrouillées a présenté une cicatrisation de type 1, avec des cals cortical et médullaire occupant une grande partie, voire la totalité de l'espace interfragmentaire. Ce type de cal a été jugé comme plus avancé sur la base des critères radiographiques.

Au contraire, la majorité des cals obtenus avec vis standard (5 sur 7 soit 71,4%) a présenté un cal de type 2, moins avancé que le type 1 d'après les critères radiographiques. Les cals de type 2 ont présenté un cal périosté beaucoup plus développé et englobant la plaque, mais moins minéralisé et avec des cals cortical et médullaire faiblement développés, voire absents. La différence de type radiographique de cal entre les 2 groupes d'implants a été significative.

Les propriétés mécaniques en compression des montages verrouillés à T0, notamment la supériorité des déformations interfragmentaires en compression (23,30% vs 14,33%), pourraient expliquer partiellement la supériorité de l'évaluation radiographique de la cicatrisation, par rapport aux montages conventionnels.



Ainsi, des ovins ont présenté un pontage radiographique complet d'une perte de substance tibiale médio-diaphysaire de 3 mm, 12 semaines après ostéosynthèse par un fixateur externe autorisant un cyclage quotidien en compression, avec une déformation interfragmentaire de 33%, au contraire de tibias traités par fixateur rigide avec une déformation interfragmentaire moindre [39].

Des déformations interfragmentaires axiales initialement supérieures conduiraient à une surface de cal périosté statistiquement supérieure, 9 semaines après ostéosynthèse par fixateur externe d'une perte de substance médio-diaphysaire de 0,6 mm sur métatarsien ovien [45].

Dans une autre étude faisant appel au même modèle de perte de substance, l'utilisation de fixateurs externes moins raides a été associée à la visualisation radiographique d'une prolifération du cal significativement supérieure et à une augmentation de la densité osseuse du cal significativement plus rapide [51].

La même observation concernant la surface du cal significativement supérieure lors d'utilisation de fixateurs externes moins raides a été effectuée sur des tibias canins ayant subi une ostéotomie [256].

La surface de cal périosté serait corrélée de façon négative à la raideur en flexion et compression de plaques utilisées pour l'ostéosynthèse de tibias de lapin ayant subi une ostéotomie médio-diaphysaire [87].

L'asymétrie marquée du cal représente une observation intéressante effectuée lors de l'évaluation radiographique. Alors que la présence d'un cal latéral (côté opposé à la plaque) a été quasi-systématique, celle d'un cal médial a été rencontrée surtout pour les plaques conventionnelles (cals de type 2). Cette asymétrie de la cicatrisation a déjà été objectivée et étudiée [94, 95]. Elle s'explique par une raideur locale importante sous la plaque, qui diminue les déformations interfragmentaires et ne fournit donc pas les conditions mécaniques optimales pour le développement du cal, alors que les déformations interfragmentaires à l'opposé de la plaque sont plus élevées [93] [61].

L'évaluation histologique a révélé l'existence de différents types de cals. Les cals de type I (ossification du site de perte de substance quasiment nulle), correspondaient aux cals présentant la cicatrisation osseuse la moins avancée. Le type I a été attribué à tous les cals obtenus à 6 semaines de cicatrisation, quel que soit le type de vis utilisées, et à 14,3% des cals obtenus avec vis standard (2 sur 7) et 7,14% des cals obtenus par vis verrouillées (1 sur 7) à 12 semaines de cicatrisation.

Au contraire, le type II a présenté une ossification très marquée de l'espace interfragmentaire, un pontage des corticales et une nette diminution de l'écart interfragmentaire mesuré. Cette diminution de l'écart interfragmentaire n'a pas pu être liée à un rapprochement des fragments, puisqu'aucune déficience des montages conventionnels et verrouillés n'a été observée, mais plutôt à une néoformation osseuse observée macroscopiquement et microscopiquement.

Le type II a été attribué uniquement à des cals obtenus avec vis verrouillées à hauteur de 42,9% (3 sur 7). Sur la base des observations histologiques, le type II correspondait au cal présentant la cicatrisation osseuse la plus avancée et correspondait donc visiblement à une cicatrisation lors de conditions mécaniques et biologiques appropriées.

Le type III a présenté une ossification intermédiaire avec un pontage partiel de la perte de substance. Une augmentation de l'écart interfragmentaire a été mesurée, liée à l'observation microscopique d'une forte résorption corticale, ainsi qu'un empatement périosté, matérialisé par un diamètre du cal périosté nettement supérieur à celui du type II.

Le type III a pu être associé à 71,4% des cals obtenus avec vis standard (5 sur 7) et 42,9% des cals obtenus avec vis verrouillées (3 sur 7). Sur la base des observations histologiques, le type III correspondait donc à un cal présentant une cicatrisation osseuse moins avancée que le type II ; ce qui aurait probablement été lié à des mouvements interfragmentaires et des contraintes et déformations tissulaires inappropriées, comme l'ont décrit Perren et Cheal [25, 257].

Bien que l'analyse statistique n'ait pas montré de différence significative entre les groupes de vis concernant le type de cal obtenu à 12 semaines, le type de cal le plus avancé en terme de cicatrisation (type II) a été, néanmoins, obtenu uniquement par ostéosynthèse avec vis verrouillées, dans 42,9% des cas.

La supériorité des déformations interfragmentaires en compression générées par les montages verrouillés à T0 (23,30% vs 14,33%) pourrait expliquer partiellement la supériorité de l'évaluation histologique de la cicatrisation, par rapport aux montages conventionnels.

Ainsi, Goodship a observé histologiquement un pontage complet d'une perte de substance tibiale médio-diaphysaire de 3 mm sur ovins, 12 semaines après ostéosynthèse par un fixateur externe autorisant un cyclage quotidien en compression, avec une déformation interfragmentaire de 33%. Au contraire, le montage n'était pas complet lors d'utilisation d'un fixateur rigide avec une déformation interfragmentaire moindre [39].

A l'issue de l'évaluation histomorphométrique, aucune différence significative entre les 2 groupes n'a été mise en évidence : ni pour le type de cal, le pontage osseux, le diamètre externe du cal, l'écart interfragmentaire et ni pour le % de tissu osseux dans la cavité médullaire, le % de tissu cartilagineux ou le % d'os lamellaire dans l'os néoformé.

En revanche, dans la zone entre les corticales des 2 fragments, la proportion de tissu fibreux, par rapport aux tissus cartilagineux ou osseux environnants, a été significativement inférieure pour les cals obtenus avec vis verrouillée et la proportion de tissu osseux a été significativement supérieure dans cette zone.

Là encore, la supériorité des déformations interfragmentaires en compression générées par les montages verrouillés à T0 (23,30% vs 14,33%) pourrait expliquer partiellement la supériorité de l'évaluation histomorphométrique de la cicatrisation à 12 semaines, par rapport aux montages conventionnels.

L'étude de Woo a ainsi montré que le % de surface d'os néoformé était significativement supérieur lors d'utilisation d'une plaque de raideur axiale inférieure [92].

Selon Claes, des déformations interfragmentaires axiales initialement supérieures induiraient une calcification statistiquement supérieure de l'espace entre les corticales des 2 fragments, 4 et 8 semaines après ostéosynthèse par fixateur externe d'une perte de substance médio-diaphysaire de 0,6 mm sur métatarsien ovin [45].

En outre, comme nous l'avons rappelé précédemment, selon les données les plus récentes sur la cicatrisation diaphysaire, la formation osseuse par ossification intramembraneuse s'effectue pour des déformations interfragmentaires inférieures à 5% et par ossification endochondrale pour des valeurs inférieures à 15% [40, 41]. Pour des valeurs supérieures à 15%, du tissu conjonctif et du fibrocartilage sont à prévoir [40, 41]. La transformation de l'os lamellaire en os cortical s'effectue pour des déformations inférieures à 2% [42, 58, 59, 62].

Or, les calculs des moyennes des déformations interfragmentaires des os appareillés à 6 semaines ont montré des valeurs de 16,15% en flexion et 27,78% en compression pour le groupe vis standard, à comparer aux valeurs de 16,29% en flexion et 24,55% en compression

pour le groupe vis verrouillées. A 12 semaines, elles ont montré des valeurs de 13,61% en flexion et 16,50% en compression pour le groupe vis standard, à comparer aux valeurs de 3,57% en flexion et 3,50% en compression pour le groupe vis verrouillées.

L'absence d'ossification au sein des pertes de substance, comblées quasi-exclusivement par du tissu conjonctif, serait donc liée aux valeurs de déformations interfragmentaires relativement élevées à 6 semaines. Les valeurs des déformations interfragmentaires expliqueraient également que les cals obtenus par montages conventionnels aient présenté un % de tissu fibreux significativement supérieur et un % de tissu osseux significativement inférieur, par rapport aux cals obtenus par vis verrouillées. De même, elles expliqueraient que les cals obtenus par vis verrouillées aient montré un % d'os lamellaire dans l'os néoformé, correspondant au % de transformation d'os néoformé en os lamellaire, supérieur aux cals obtenus par vis standard.

La comparaison des évaluations histologique et biomécanique a montré la présence d'une distorsion histo-mécanique, puisque les 3 cals de type II, les plus avancés sur la base de critères histologiques, ne correspondaient pas aux os appareillés ou aux cals présentant la plus forte raideur en flexion, torsion ou compression.

D'autres auteurs ont montré une bonne corrélation entre le % d'os néoformé dans des pertes de substance médio-diaphysaire métatarsienne ovine de taille variable (1 à 6 mm) et la raideur en flexion de ces os traités par fixateur externe [47].

Un nombre plus élevé de spécimens aurait peut-être autorisé la confirmation de cette distorsion et sa quantification éventuelle.

En outre, les différences des résultats d'évaluation radiographique, histologique et histomorphométrique des cals entre les 2 groupes, en faveur de l'ostéosynthèse verrouillée, pourraient également être partiellement expliquées par l'absence de compression périostée inhérente au mécanisme de verrouillage des plaques verrouillées, à l'origine d'un environnement périfracturaire biologique plus favorable que celui des plaques conventionnelles (cf. : supra).

Ces différents résultats semblent indiquer que les plaques verrouillées ont fourni un environnement périfracturaire biomécanique et biologique favorable à une cicatrisation osseuse périostée, corticale et médullaire plus développée que les plaques conventionnelles. Ces dernières ont été à l'origine d'un cal périosté plus développé mais moins minéralisé, visiblement insuffisant pour fournir les conditions de stabilité nécessaires à la formation des cals cortical et médullaire [19-23].

Les effectifs des groupes à 12 semaines étant assez réduits (n=7), l'augmentation de ces effectifs aurait peut-être permis de mettre en évidence une supériorité significative des montages verrouillés concernant le type de cal obtenu et les paramètres histomorphométriques non significativement différents à 12 semaines.

## **6. Variabilité des résultats radiographiques, mécaniques et histologiques**

L'évaluation radiographique, histologique et histomorphométrique de la cicatrisation a révélé l'existence d'une grande variabilité inter-individuelle des cals osseux au sein des groupes vis standard et vis verrouillées.

La variabilité inter-individuelle élevée des propriétés mécaniques des tibias appareillés et contralatéraux a été discutée dans la partie 2. Mais les tibias appareillés à 6 et 12 semaines postopératoires présentaient une variabilité de leurs propriétés mécaniques encore supérieure à celles des tibias à T0. Cela est probablement lié à la différence des conditions de réalisation du modèle de fracture et de l'ostéosynthèse, *ex vivo* au laboratoire pour le lot T0 et *in vivo* au bloc opératoire pour les lots 6 et 12 semaines postopératoires. Malgré la standardisation de la procédure opératoire et sa réalisation par les mêmes chirurgiens, il est probable que la variabilité des montages réalisés ait été supérieure au bloc qu'au laboratoire, de par la difficulté accrue de réalisation sur un animal vivant par rapport à un tibia isolé.

De même, malgré des conditions postopératoires identiques (résine renforcée, absence de restriction d'appui, hébergement identique), les différences de comportement des brebis (dominance, tolérance de la résine et de l'environnement d'hébergement) peuvent expliquer une variabilité de l'appui sur le membre opéré entre les différents ovins.

Cela explique aussi probablement, au moins partiellement, la grande variabilité inter-individuelle des cals osseux, qui a été observée sur la base de critères radiographiques, histologiques et mécaniques dans de nombreuses études portant sur la cicatrisation osseuse, notamment dans l'espèce ovine et humaine [199, 258, 259]. L'origine de cette variabilité n'est malheureusement pas totalement expliquée par les connaissances actuelles sur la cicatrisation osseuse.

## **C. Biais potentiels de l'étude**

### **1. Biais liés aux différences de morphologie des individus inclus**

L'influence d'éventuelles différences morphologiques des tibias entre le groupe contrôle et le groupe expérimental a déjà été discutée dans la partie 2. Comme dans la partie 2, le biais lié aux différences de morphologie des spécimens inclus, autrement dit l'"effet structure" pouvant influencer les résultats des comparaisons biomécaniques entre les 2 groupes, a été vraisemblablement négligeable car l'analyse statistique des paramètres morphologiques des 2 groupes n'a pas montré de différence significative entre les 2 groupes, à T0, 6 et 12 semaines postopératoires.

### **2. Biais liés à la préparation des spécimens pour les essais biomécaniques**

Afin d'évaluer la raideur des cals osseux à 12 semaines, nous avons dû retirer la plaque d'ostéosynthèse. Même si ce geste a été effectué le plus précautionneusement possible, il a nécessité l'exérèse des tissus cicatriciels, plus ou moins minéralisés à la surface de la plaque, qui empêchaient son retrait. Cela a concerné exclusivement le cal périosté médial.

Nous estimons que la conséquence de ce geste est assez limitée, puisqu'il concerne la zone de l'implant (face médiale), pour laquelle la production de cal osseux a été nettement moindre que la zone opposée à la plaque (face latérale), ce que confirment d'autres études de la cicatrisation osseuse lors d'utilisation de plaque vissée [93-95] [61].

La contribution du cal osseux médial serait donc très probablement bien moins importante que celle du cal latéral pour la stabilité du foyer d'ostéotomie, dans notre étude.

Ce geste n'a eu aucune conséquence sur l'évaluation histologique de la cicatrisation osseuse effectuée dans notre étude, puisque la zone d'intérêt a été délimitée dans le plan sagittal des tibias.

Mais ce geste a probablement eu des conséquences sur l'évaluation biomécanique des cals osseux, même si le caractère comparatif de notre étude nuance ces conséquences ; le retrait d'une partie du cal ayant été réalisé pour tous les spécimens des 2 groupes dans les mêmes conditions.

### **3. Biais liés à la succession des essais biomécaniques**

Dans la discussion de la partie 2, nous avons expliqué que la succession des essais biomécaniques n'avait pas eu d'influence sur les propriétés mécaniques des spécimens testés.

Cependant, pour l'évaluation biomécanique des cals osseux du lot 12 semaines, la plaque a été retirée afin de réaliser les essais en flexion, puis remise en place pour les essais selon les autres types de sollicitation. En effet, les essais en flexion n'ont pu être réalisés sur des spécimens inclus en résine, compte-tenu de l'écartement des poinçons du banc de flexion et de la nécessité de laisser des degrés de libertés aux spécimens en flexion. Il a donc fallu réaliser la flexion sur les cals avant l'inclusion en résine nécessaire pour les essais en torsion et compression axiale sur les os appareillés, puis sur les cals osseux.

Nous avons pris soin de dévisser et revisser les vis précautionneusement avec le tournevis limiteur de couple à 4 N.m selon le même ordre, de manipuler délicatement les os présentant les cals après leur explantation et de repositionner soigneusement la plaque.

En outre, l'influence éventuelle du retrait de la plaque doit être nuancée car elle a été effectuée pour tous les spécimens des 2 groupes à 12 semaines postopératoires de cette étude comparative.

Néanmoins, l'influence d'un dévissage puis revissage de vis dans l'os sur la tenue des vis et la stabilité des montages est, à notre connaissance, inconnue.

### **4. Biais liés au positionnement des broches pour mesure interfragmentaire**

Afin d'évaluer les mouvements interfragmentaires, tout comme pour la partie 2 de l'étude, un micromètre à balayage laser a permis de détecter les mouvements entre des broches latérales situées à proximité de la perte de substance, au cours des sollicitations mécaniques.

Dans le cas des spécimens présentant un cal osseux, le positionnement avec contrôle radioscopique a permis d'éviter l'insertion dans le cal osseux, puisque la distinction visuelle entre la diaphyse tibiale et la perte de substance en cours de consolidation n'a pas été toujours aisée. Cela a été particulièrement vrai pour le lot à 12 semaines de cicatrisation, présentant un cal assez exubérant.

Les biais potentiels de positionnement de ces broches ont été identiques à ceux de la partie 2 de l'étude, malgré l'utilisation d'un dispositif de guidage, de même que l'influence très limitée du forage osseux sur les résultats des essais biomécaniques sur les os appareillés et les cals osseux.

En revanche, l'utilisation du système de mesure par broches et micromètre laser présente des limites. En effet, bien que la précision de ce système soit importante, il s'est avéré que, lors des essais sur certains cals extrêmement raides, tout comme sur les os controlatéraux, le rapprochement des broches a été infime et difficilement mesurable pour les valeurs de sollicitation utilisées. Peu de spécimens de cals osseux ont été concernés par ce problème. Une solution aurait été d'augmenter la valeur maximale de sollicitation appliquée, au risque d'endommager les spécimens, ce qui n'aurait pas été souhaitable pour l'analyse histologique ultérieure.

## **D. Limites de l'étude**

### **1. Modèle de fracture utilisé**

Comme nous l'avons justifié précédemment, le modèle de perte de substance, créé par ostéotomie et écartement, a été choisi comme modèle de fracture comminutive pour des raisons scientifiques (absence de contact des fragments principaux) et techniques (facilité de standardisation).

Néanmoins, plusieurs éléments distinguent ce modèle d'une fracture comminutive non reconstituée telle qu'elle peut être rencontrée en clinique.

La présence de plusieurs fragments entre les fragments principaux, différenciant les fractures comminutives du modèle de perte de substance, peut influencer la cicatrisation. Lorsque les fragments intermédiaires sont vascularisés de façon adéquate, ils présentent des propriétés ostéoconductrices. En outre, la présence de mouvements interfragmentaires élevés est mieux tolérée lors de fractures comminutives que lors d'un modèle de perte de substance, car les mouvements interfragmentaires globaux sont partagés par plusieurs écarts interfragmentaires, réduisant les déformations interfragmentaires dans chacun des écarts interfragmentaires [7, 97].

Au contraire, lors de dévascularisation et de nécrose des fragments, ceux-ci constituent une barrière physique au développement du cal endosté, et induisent un risque élevé de retard de consolidation ou de pseudarthrose [98, 99]. L'angulation et le déplacement des fragments intermédiaires peuvent également conduire à un retard de cicatrisation [100].

L'utilisation de l'ostéotomie créant 3 fragments en "aile de papillon", comme modèle de fracture comminutive instable, aurait permis la présence de fragments intermédiaires [9, 195], mais nous n'avons pas retenu ce modèle à cause de la difficulté du choix des sites d'étude de la cicatrisation osseuse et des difficultés de sa standardisation.

De plus, les modèles de fracture ne reproduisent pas les lésions traumatiques des tissus mous et de la vascularisation, associées aux fractures à haute énergie [190]. Pourtant, les lésions du périoste [109], de la couverture musculaire [108] et de la vascularisation [105-107] influent directement sur la cicatrisation osseuse et peuvent conduire à un retard de consolidation ou une pseudarthrose atrophique.

Enfin, la configuration des plaques vissées pour la fixation du modèle de perte de substance utilisé diffère de celle employée sur une fracture comminutive affectant un os de mêmes dimensions. Ainsi, les fractures comminutives rencontrées dans notre pratique quotidienne présentent-elles des écarts entre les fragments principaux largement supérieurs à la perte de substance de 5 mm employée dans cette étude. Les vis centrales, auraient donc présenté un positionnement très différent dans les 2 cas ; ce qui aurait modifié la longueur de travail de la plaque et aurait pu éventuellement induire des conséquences sur la raideur et la durée de vie en fatigue de la plaque [157, 173-175].

Compte-tenu de la variabilité du nombre de fragments, de l'écart interfragmentaire, des lésions des tissus mous et de la vascularisation observée lors de fracture comminutive en clinique, l'utilisation d'un modèle expérimental standardisé nous a paru comme le meilleur moyen pour étudier le seul effet du verrouillage des vis sur la stabilité de l'ostéosynthèse et sur la cicatrisation osseuse.

## **2. Limites des moyens d'évaluation de la cicatrisation osseuse**

### **a) Évaluation radiographique de la cicatrisation osseuse**

Une des limites inhérentes à l'évaluation radiographique a été révélée par la comparaison avec l'analyse histologique. Alors qu'une division en 3 types de cals a été réalisable grâce à l'histologie, la radiographie n'a permis que de distinguer 2 types de cal. L'histologie a donc permis une dichotomie plus fine que la radiographie. Parmi les 5 cals de type 2 (radiographie), 4 ont été attribués au type III (histologie) et un au type I. Parmi les 9 cals de type 1, 4 ont été attribués au type III, 3 au type II et 2 au type I.

La correspondance entre classification radiographique et histologique a donc été mauvaise (exactement 50%) ; cette dernière méthode étant encore considérée comme la méthode d'évaluation de référence à ce jour [260, 261]. La corrélation entre classification radiographique et raideur des cals à 12 semaines a également été mauvaise.

D'autres études ont également mis en évidence une distorsion radio-mécanique : la quantité de cal n'a pas été corrélée à la raideur de l'os cicatrisé [29, 87, 262] et l'aspect général du cal et le pontage cortical n'ont prédit que pauvrement la cicatrisation osseuse [263]. Certaines études ont tenté de corréler les modifications de minéralisation du cal osseux sur des fractures expérimentales [264, 265] et cliniques [266] avec les propriétés mécaniques de la fracture en voie de cicatrisation, sans grand succès.

Les principes de formation de l'image radiographique pourraient expliquer cette limite de l'évaluation radiographique. L'image radiographique est la projection bidimensionnelle d'un objet tridimensionnel et elle représente donc la superposition des différentes structures traversées par les rayons X. Aussi, bien que nous ayons réalisé des clichés radiographiques selon 2 incidences orthogonales qui diminuent cette limite inhérente à la radiographie, l'analyse des clichés des tibias a présenté des difficultés dans la détermination des différentes zones du cal (périostée, corticale et médullaire). Cela aurait pu, par exemple, conduire à l'interprétation erronée d'un cal périosté superposé avec le centre de la perte de substance comme étant un cal médullaire.

En outre, l'évaluation radiographique dépend des constantes radiographiques utilisées. Ainsi, une sous-exposition donne l'impression d'un cal plus développé alors qu'il peut s'agir des tissus mous environnants et une surexposition minimise la taille apparente du cal. L'utilisation de radiographies numériques minimise ces problèmes. De même, les mesures effectuées informatiquement sont plus précises que les mesures à la règle sur films. L'évaluation radiographique peut également être influencée par le positionnement des membres au moment de la radiographie, puisque la rotation du membre modifie le diamètre apparent de l'os et du cal.

Il semblerait donc que l'évaluation radiographique de la cicatrisation osseuse reste subjective, inexacte et peu fiable [267, 268]. C'est pourquoi des techniques de mesure de la raideur de l'os en voie de cicatrisation ont été développées et utilisées dans notre étude.

### ***b) Mesures directes et indirectes de la raideur du cal in vivo***

Les mesures directes de la raideur du cal consistent en des essais biomécaniques dont le principe est de mesurer les déformations subies par le cal, lors de mise en charge de l'os fracturé, celui-ci étant libre de tout appareillage [267]. Cela implique, en situation clinique, de pouvoir facilement ôter et replacer le dispositif de fixation de la fracture (fixateur externe ou résine) ou bien, en situation expérimentale, d'ôter définitivement la fixation et donc de procéder à l'euthanasie de l'animal.

Les mesures directes, que nous avons effectuées dans cette étude, permettent d'estimer avec la meilleure exactitude possible la raideur du cal fracturaire [267].

Quant à elles, les mesures indirectes de la raideur du cal font appel aux mesures des déformations subies par le montage lors de mise en charge de l'os fracturé [267]. En effet, il existe un partage des forces liées à l'appui entre l'os et l'implant, déterminé principalement par la réduction des bouts fracturaires et par les propriétés mécaniques du cal en formation.

Les déformations mesurées sur l'implant doivent ainsi permettre d'évaluer indirectement la raideur et la résistance de l'os en voie de cicatrisation [269, 270].

L'intérêt de la mesure indirecte par rapport à la mesure directe est l'absence d'obligation de retirer l'implant pour les mesures, ce qui revêt une importance particulière durant les 1<sup>ères</sup> semaines de cicatrisation où le risque de perte de réduction est maximal [267].

Ce procédé de mesure aurait donc été particulièrement intéressant dans le cadre de notre étude, puisqu'il aurait permis un suivi de la raideur des fractures, à différents moments de la cicatrisation [63, 66, 268, 271-275], alors que nous n'avons pu mesurer la raideur des cals osseux qu'à 12 semaines. En outre, la mesure indirecte de raideur a déjà démontré qu'elle permettait une comparaison entre 2 méthodes différentes de traitement [66]. Enfin, elle fournirait une définition objective de la cicatrisation et permettrait ainsi de la détecter 2,5 semaines plus tôt que l'évaluation radiographique [63].

Cependant, le système de mesure indirecte de la raideur du cal a été principalement utilisé chez l'homme, à l'aide de fixateurs externes équipés de capteurs de déformations ou de déplacements. Une seule étude a fait appel à des jauges fixées sur une plaque d'ostéosynthèse fixant une ostéotomie oblique chez le mouton, mesurant les déformations s'appliquant sur la plaque lors de marche sur tapis roulant à différentes vitesses [93]. Pour des raisons techniques et matérielles, nous n'avons pas fait appel à cette méthode de mesure de la raideur du cal.



### **c) *Évaluation histologique et histomorphométrique***

Bien que l'analyse histologique et histomorphométrique soit considérée comme la méthode de référence d'évaluation de la cicatrisation osseuse à ce jour [260, 261], elle n'est, pour autant, pas dénuée de limites.

En raison de la distribution hétérogène des différents types de tissus au sein du foyer fracturaire, il est nécessaire de choisir le site et le nombre de prélèvements, de façon à obtenir des mesures statistiquement représentatives de l'ensemble de l'échantillon [276]. Nous avons choisi de réaliser les coupes selon le plan sagittal afin de visualiser une répartition homogène du cal sur les corticales crâniale et caudale. Le choix du plan frontal aurait conduit à la visualisation d'un cal asymétrique, plus développé sur la corticale latérale. Nous n'avons réalisé qu'une seule coupe, alors que l'utilisation de coupes sériées aurait permis de s'affranchir de cette limite de représentativité des échantillons.

D'autres facteurs de variation des mesures incluent la variabilité intra- et inter-opérateur, le choix de la grille d'évaluation, de la coloration utilisée, du grossissement auquel sont effectuées les mesures. Elles peuvent être minimisées par la standardisation des méthodes utilisées [248].

### **d) *Limite statistique liée aux effectifs utilisés***

Pour un certain nombre de paramètres mécaniques, radiographiques ou histologiques, des différences marquées entre les moyennes de ces paramètres ont été observées, sans qu'elles soient statistiquement significatives.

Les effectifs au sein de chaque groupe correspondant à un type de vis ont été assez réduits, pour un temps postopératoire donné (n=6 ou n=7). Aussi, un nombre plus élevé d'animaux aurait permis d'augmenter la puissance statistique des tests et éventuellement de mettre en évidence des différences statistiquement significatives entre le groupe contrôle et le groupe expérimental.

## **Conclusion**

Cette partie *in vivo* de notre travail a été effectuée sur une perte de substance médio-diaphysaire, modèle de fracture comminutive, créé sur des tibias ovins. La cicatrisation osseuse obtenue par ostéosynthèse standardisée, par plaque LCP® équipée soit de vis à tête de verrouillage soit de vis corticales standard, a été étudiée à 6 et 12 semaines.

L'évaluation du desserrage des vis a montré un nombre significativement plus élevé de vis standard desserrées, par rapport aux vis verrouillées, malgré un couple de serrage initial identique. La stabilité au cours du temps de la solidarisation du complexe vis-plaque des vis verrouillées a donc été supérieure à celle du complexe vis-plaque-os des vis standard.

Trois lâchages de vis ont été observés uniquement avec des vis standard.

L'analyse radiographique des cals à 12 semaines a conclu à une supériorité significative des critères radiographiques d'évaluation des cals obtenus par fixation verrouillée.

L'évaluation biomécanique n'a pas montré de supériorité des propriétés mécaniques globales et locales des tibias appareillés à 6 semaines de cicatrisation.

En revanche, à 12 semaines, concernant les os appareillés, une supériorité significative des propriétés mécaniques globales et locales et une infériorité significative de la déformation interfragmentaire en flexion du groupe vis verrouillées a été mise en évidence. Une infériorité significative de la déformation interfragmentaire en compression du groupe vis verrouillées a également été notée.

Concernant les cals osseux, une supériorité significative des propriétés mécaniques globales du groupe vis verrouillées a été révélée, à la fois en flexion et en compression.

En outre, une supériorité significative de la "raideur locale" et une infériorité significative de la déformation interfragmentaire en flexion du groupe vis verrouillées a été observée.

L'analyse histologique a montré que le type de cal présentant la cicatrisation la plus avancée a été obtenu uniquement par ostéosynthèse avec vis verrouillées (3 cals sur 7), bien que l'analyse statistique n'ait pas montré de différence significative entre les 2 groupes.

Enfin, l'analyse histomorphométrique n'a pas montré de différence significative entre les 2 groupes concernant la majorité des paramètres évalués. Cependant, la proportion de tissu fibreux dans la zone entre les corticales des 2 fragments, a été significativement inférieure pour les cals obtenus avec vis verrouillées et la proportion de tissu osseux a été significativement supérieure dans cette zone.

L'environnement périfracturaire biomécanique et biologique associé aux plaques verrouillées expliquerait la supériorité biomécanique, radiographique et histologique, c'est-à-dire la qualité supérieure de la cicatrisation obtenue grâce à ces implants.

Il pourrait être lié à une supériorité des déformations interfragmentaires initiales en compression des plaques avec vis verrouillées, à une stabilité au cours du temps de la solidarisation du complexe vis-plaque des vis verrouillées supérieure à celle du complexe vis-plaque-os des vis standard, ainsi qu'à une préservation de la vascularisation périostée pour les montages verrouillés, au moins sur la corticale où se situe la plaque.

Les valeurs des déformations interfragmentaires des os appareillés à 6 et 12 semaines expliqueraient la nature des différents tissus observés lors de l'analyse histomorphométrique.

En outre, l'augmentation des raideurs globales et locales et la diminution des pertes de raideur et déformations interfragmentaires des os appareillés avec vis verrouillées entre 6 et 12 semaines ont été significativement supérieures à celle des os appareillés avec vis standard. La contribution mécanique des cals osseux, significativement plus raides pour le groupe vis verrouillées, expliquerait cette différence d'augmentation de raideur des os appareillés.

Les plaques verrouillées ont donc été favorables à un développement significativement plus rapide de la cicatrisation osseuse, par rapport aux plaques conventionnelles : les raisons de cette observation seraient liées à l'environnement périfracturaire biomécanique et biologique favorable créé par les plaques verrouillées.

Ces différents éléments ont permis de mettre en évidence un effet positif des vis verrouillées sur la vitesse et la qualité de la cicatrisation osseuse d'une perte de substance médio-diaphysaire tibiale, par rapport aux vis standard.

L'utilisation clinique des plaques verrouillées paraît donc recommandée lors de fracture comminutive médio-diaphysaire.

Nous ne pouvons pas confronter nos résultats à ceux issus d'autres études, compte-tenu de l'absence d'études expérimentales comparant la cicatrisation induite par ostéosynthèse avec plaques conventionnelles ou verrouillées, sur un modèle de perte de substance médio-diaphysaire.

Le modèle de perte de substance utilisé, différant des fractures comminutives rencontrées en clinique (par des aspects morphologiques, mécaniques et biologiques), il paraît indispensable de confirmer la pertinence clinique de nos observations par la réalisation d'une étude clinique prospective sur l'ostéosynthèse des fractures comminutives médio-diaphysaires canines, comparant les résultats obtenus grâce aux montages par vis standard ou par vis verrouillées.



## **Conclusion générale et perspectives**

Nous avons initialement supposé que les montages par plaque LCP<sup>®</sup> verrouillée présentaient un comportement biomécanique différent et qu'ils favorisaient la cicatrisation osseuse, par rapport aux montages par plaque LCP<sup>®</sup> équipée de vis standard.

L'objectif de notre étude a donc été de déterminer l'effet du verrouillage des vis sur la stabilité de l'ostéosynthèse et sur la cicatrisation osseuse. Pour cela, nous avons comparé, d'une part, les propriétés biomécaniques et, d'autre part, la cicatrisation osseuse de tibias ovins *ex vivo* et *in vivo* présentant une perte de substance normalisée, qui constitue un modèle de fracture comminutive. L'ostéosynthèse de ces modèles a été effectuée, de façon standardisée, par plaque LCP<sup>®</sup> équipée soit de vis à tête de verrouillage soit de vis corticales standard.

La stabilité au cours du temps de la solidarisation du complexe vis-plaque des vis verrouillées a été supérieure à celle du complexe vis-plaque-os des vis standard.

Les différentes évaluations des cals à 12 semaines ont conclu à une supériorité significative des cals obtenus par fixation verrouillée, sur la base de critères radiographiques et histomorphométriques.

L'analyse histologique a montré que le type de cal présentant la cicatrisation la plus avancée a été obtenu uniquement par ostéosynthèse avec vis verrouillées (3 cals sur 7), bien que l'analyse statistique n'ait pas montré de différence significative entre les 2 groupes.

En outre, à 12 semaines, les os appareillés avec vis verrouillées ont présenté des propriétés mécaniques globales et locales supérieures et des déformations interfragmentaires en flexion et en compression inférieures, par rapport aux os appareillés avec vis standard.

Concernant les cals osseux, cette étude a montré une supériorité des propriétés mécaniques globales pour le groupe vis verrouillées, à la fois en flexion et en compression. Localement, les déformations interfragmentaires ont été moindres, à la fois en flexion et en compression, et la "raideur locale" a été plus élevée.

Pour les autres essais à 6 et 12 semaines, aucune différence significative n'a été observée.

L'augmentation des raideurs globales et locales et la diminution des pertes de raideur et déformations interfragmentaires des os appareillés avec vis verrouillées entre 6 et 12 semaines ont été plus importantes que celle des os appareillés avec vis standard, grâce à la contribution mécanique des cals.

Ces observations nous amènent à conclure à un effet positif des vis verrouillées sur la vitesse et la qualité de la cicatrisation osseuse d'une perte de substance médio-diaphysaire tibiale, par rapport aux vis standard.

Les différences de résultats entre les 2 groupes pourraient être liées à une supériorité des déformations interfragmentaires initiales en compression, à une stabilité au cours du temps de la solidarisation du complexe vis-plaque des vis verrouillées supérieure à celle du complexe vis-plaque-os des vis standard, ainsi qu'à une préservation de la vascularisation périostée pour les montages verrouillés.

Ces éléments conduiraient à un environnement périfracturaire biomécanique et biologique plus favorable pour les montages verrouillés que pour les montages conventionnels.

Les valeurs des déformations interfragmentaires des os appareillés à 6 et 12 semaines expliqueraient la nature des différents tissus observés lors de l'analyse histomorphométrique.

L'absence de différence significative de certains résultats mécaniques ou histologiques a pu être imputable à la taille réduite des effectifs par groupes d'animaux associés à un type de vis et à un temps postopératoire donné.

Compte-tenu de tous ces éléments, l'utilisation clinique des plaques verrouillées paraît donc recommandée lors de fracture comminutive médio-diaphysaire.

L'originalité et la difficulté de notre travail résident, notamment, dans le cadre biologique de l'étude de l'effet du verrouillage des vis sur les propriétés biomécaniques et biologiques des cal osseux. En effet, peu d'études s'intéressent à comparer la cicatrisation osseuse obtenue grâce à une plaque LCP<sup>®</sup> verrouillée par rapport à d'autres implants. Les spécimens ont été étudiés après une phase *in vivo*, alors que la majorité des études biomécaniques ont été effectuées sur spécimens non biologiques (synthétiques) ou sur spécimens biologiques "inertes" (cadavériques), c'est-à-dire sans notion de cicatrisation osseuse.

Cette expérimentation a permis l'élaboration et la validation de matériels et de protocoles pour l'étude biomécanique, radiographique et histologique de la cicatrisation osseuse. De même, elle a permis de déterminer les propriétés mécaniques de la diaphyse tibiale saine de dizaines d'ovins. Ces 2 éléments pourront être mis à profit pour des études ultérieures.

Il serait pertinent de prolonger cette étude en incluant d'autres ovins : cela permettrait peut-être de mettre en évidence des différences significatives pour un certain nombre de paramètres mécaniques ou histologiques, pour lesquels des différences non statistiquement significatives ont été observées.

De même, il serait intéressant de créer un lot d'animaux suivis jusqu'à 18 semaines postopératoires, période au delà de laquelle la phase de consolidation de la cicatrisation osseuse serait probablement achevée.

Certaines conclusions auraient pu être différentes en présence d'un écart entre la plaque verrouillée et l'os. Il serait intéressant d'employer le même protocole pour tester l'influence de ce paramètre sur la cicatrisation.

En outre, la fixation des fractures devant à la fois résister à des sollicitations aiguës et cycliques en situation clinique, une étude biomécanique *ex vivo* comparative des plaques LCP<sup>®</sup> équipées de vis standard ou verrouillées devrait être envisagée en fatigue.

Enfin, une étude clinique prospective sur l'ostéosynthèse des fractures comminutives médio-diaphysaires canines, faisant appel à un protocole standardisé d'utilisation de plaque LCP<sup>®</sup> avec vis standard ou vis verrouillées, nous paraît nécessaire, compte-tenu des différences entre le modèle de perte de substance utilisé et les fractures comminutives rencontrées en clinique. Elle permettrait d'objectiver l'effet du verrouillage des vis sur la vitesse de cicatrisation et la prévalence des complications majeures telles que retard ou absence de cicatrisation, refracture, infection, ou lâchage d'implants [7-9].

Ces résultats, ajoutés aux conclusions de la présente étude, devraient compléter les informations disponibles quant au choix de l'implant le plus adapté pour la prise en charge optimale des fractures comminutives.

## **Bibliographie**

1. Unger M., Montavon P.M. and Heim U.F.A.  
Classification of Fractures of Long Bones in the Dog and Cat: Introduction and Clinical Application.  
Vet Comp Orthop Traumatol, 1990, 3, 2, 5-14.
2. Johnson J.A., Austin C. and Breur G.J.  
Incidence of Canine Appendicular Musculoskeletal Disorders in 16 Veterinary Teaching Hospitals from 1980 through 1989.  
Vet Comp Orthop Traumatol, 1994, 7, 2, 56-69.
3. Harasen G.  
Common Long Bone Fractures in Small Animal Practice - Part 1.  
Can Vet J, 2003, 44, 4, 333-334.
4. Harasen G.  
Common Long Bone Fractures in Small Animal Practice - Part 2.  
Can Vet J, 2003, 44, 6, 503-504.
5. Braden T.D., *et al.*  
Characteristics of 1000 Femur Fractures in the Dog and Cat.  
Vet Comp Orthop Traumatol, 1995, 8, 4, 38-44.
6. Piermattei D.L., Flo G.L. and DeCamp C.E.  
Handbook of Small Animal Orthopedic and Fracture Repair - 4th Ed.  
St Louis : Saunders, 2006.- 832p.
7. Perren S.M.  
Evolution of the Internal Fixation of Long Bone Fractures. The Scientific Basis of Biological Internal Fixation: Choosing a New Balance between Stability and Biology.  
J Bone Joint Surg Br, 2002, 84B, 8, 1093-1110.
8. Heitemeyer U., *et al.*  
Severely Comminuted Femoral Shaft Fractures: Treatment by Bridging-plate Osteosynthesis.  
Arch Orthop Trauma Surg, 1987, 106, 5, 327-330.
9. Claes L., *et al.*  
Fixation Technique Influences Osteogenesis of Comminuted Fractures.  
Clin Orthop Relat Res, 1999, /, 365,
10. Gerber C., Mast J.W. and Ganz R.  
Biological Internal Fixation of Fractures.  
Arch Orthop Trauma Surg, 1990, 109, 6, 295-303.
11. Hulse D. (2002).  
Concept of Biologic Osteosynthesis.  
In : Proceedings of a conference on : 27th WSAVA World Congress, Granada (Spain), Oct 3-6, World Small Animal Veterinary Association, /p.
12. Beale B.S.  
Orthopedic Clinical Techniques Femur Fracture Repair.  
Clin Tech Small Anim Pract, 2004, 19, 3, 134-150.
13. Brunnberg L., Forterre F. and Waibl H. (2005).  
Biological Osteosynthesis in Dogs and Cats.  
In : Proceedings of a conference on : Annual North American Veterinary Conference, Orlando (USA), Jan 8-12, North American Veterinary Conference, /p.

14. Johnson A.L., Smith C.W. and Schaffer D.J.  
Fragment Reconstruction and Bone Plate Fixation vs Bridging Plate Fixation for Treating Highly Comminuted Femoral Fractures in Dogs: 35 Cases (1987-1997).  
J Am Vet Med Assoc, 1998, 213, 8, 1157-1161.
15. Chrisovitsinos J.P., *et al.*  
Bridge Plating Osteosynthesis of 20 Comminuted Fractures of the Femur.  
Acta Orthop Scand Suppl, 1997, 68, 275, 72-76.
16. Papakostidis C., *et al.*  
Femoral Biologic Plate Fixation.  
Clin Orthop Relat Res, 2006, /, 450, 193-202.
17. Horstman C.L., *et al.*  
Biological Osteosynthesis versus Traditional Anatomic Reconstruction of 20 Long-Bone Fractures Using an Interlocking Nail: 1994–2001.  
Vet Surg, 2004, 33, 3, 232-237.
18. Sommer C., *et al.*  
First Clinical Results of the Locking Compression Plate (LCP).  
Injury, 2003, 34, Suppl. 2, B43-54.
19. McKinley T.  
Principles of Fracture Healing.  
Surgery (Medicine Publishing), 2003, 21, 9, 209-212.
20. Johnson A.L., Houlton J.E.F. and Vannini R.  
AO Principles of Fracture Management in the Dog and Cat - Stuttgart : Thieme, 2005.- 552p.
21. Wraight P.J. and Scammell B.E.  
Principles of Fracture Healing.  
Surgery (Medicine Publishing), 2006, 24, 6, 198-207.
22. Ruedi T.P., Buckley R. and Moran C.G.  
AO Principles of Fracture Management - 2nd Ed.  
Stuttgart New York : Thieme-Verlag, 2007.- 2, 1103p.
23. Reikeras O.  
Healing of Osteotomies under Different Degrees of Stability in Rats.  
J Orthop Trauma, 1990, 4, 2, 175-178.
24. McKibbin B.  
The Biology of Fracture Healing in Long Bones.  
J Bone Joint Surg Br, 1978, 60B, 2, 150-162.
25. Perren S.M. and Rahn B.A.  
Biomechanics of Fracture Healing.  
Can J Surg, 1980, 23, 3, 228-232.
26. Isaksson H.  
Recent Advances in Mechanobiological Modeling of Bone Regeneration.  
Mech Res Commun, 2012, 42, 0, 22-31.
27. Postacchini F., *et al.*  
Early Fracture Callus in the Diaphysis of Human Long Bones: Histologic and Ultrastructural Study.  
Clin Orthop Relat Res, 1995, /, 310, 218-228.
28. Einhorn T.A.  
The Cell and Molecular Biology of Fracture Healing.  
Clin Orthop Relat Res, 1998, /, 355S, S7-S21.



29. Claes L., *et al.*  
Influence of Size and Stability of the Osteotomy Gap on the Success of Fracture Healing.  
J Orthop Res, 1997, 15, 4, 577-584.
30. Augat P., *et al.*  
Mechanics and Mechano-biology of Fracture Healing in Normal and Osteoporotic Bone.  
Osteoporos Int, 2005, 16, Suppl. 2, S36-S43.
31. Frost H.M.  
Wolff's Law and Bone's Structural Adaptations to Mechanical Usage: an Overview for Clinicians.  
Angle Orthod, 1994, 64, 3, 175-188.
32. Ruff C., Holt B. and Trinkaus E.  
Who's Afraid of the Big Bad Wolff?: "Wolff's Law" and Bone Functional Adaptation.  
Am J Phys Anthropol, 2006, 129, 4, 484-498.
33. Kushner A.  
Evaluation of Wolff's Law of Bone Formation.  
J Bone Joint Surg Am, 1940, 22, 3A, 589-596.
34. Wolff J.  
The Classic: On the Significance of the Architecture of the Spongy Substance for the Question of Bone Growth: a Preliminary Publication. 1869.  
Clin Orthop Relat Res, 2011, 469, 11, 3077-3078.
35. Rolland E. and Saillant G.  
La Consolidation Osseuse Normale et Pathologique.  
Ann Réadapt Méd Phys, 1995, 38, 5, 245-251.
36. Hayda R.A., Brighton C.T. and Esterhai J.L., Jr.  
Pathophysiology of Delayed Healing.  
Clin Orthop Relat Res, 1998, /, 355S, S31-S40.
37. Calori G.M., *et al.*  
Risk Factors Contributing to Fracture Non-unions.  
Injury, 2007, 38, Suppl. 2, B11-18.
38. Jones R.W.  
Inadequate Immobilization and Non-Union of Fractures.  
Br Med J, 1934, 1, 3829, 936-969.
39. Goodship A.E. and Kenwright J.  
The Influence of Induced Micromovement Upon the Healing of Experimental Tibial Fractures.  
J Bone Joint Surg Br, 1985, 67B, 4, 650-655.
40. Claes L.E., *et al.*  
Effects of Mechanical Factors on the Fracture Healing Process.  
Clin Orthop Relat Res, 1998, /, 355S, S132-S147.
41. Claes L.E. and Heigele C.A.  
Magnitudes of Local Stress and Strain along Bony Surfaces Predict the Course and Type of Fracture Healing.  
J Biomech, 1999, 32, 3, 255-266.
42. Jagodzinski M. and Krettek C.  
Effect of Mechanical Stability on Fracture Healing--an Update.  
Injury, 2007, 38, Suppl. 1, A3-10.
43. Mavcic B. and Antolic V.  
Optimal Mechanical Environment of the Healing Bone Fracture/Osteotomy.  
Int Orthop, 2012, 36, 4, 689-695.

44. Sarmiento A., *et al.*  
Fracture Healing in Rat Femora as Affected by Functional Weight-bearing.  
J Bone Joint Surg Am, 1977, 59A, 3, 369-375.
45. Claes L.E., *et al.*  
Effect of Dynamization on Gap Healing of Diaphyseal Fractures under External Fixation.  
Clin Biomech, 1995, 10, 5, 227-234.
46. Wolf S., *et al.*  
The Effects of External Mechanical Stimulation on the Healing of Diaphyseal Osteotomies Fixed by Flexible External Fixation.  
Clin Biomech, 1998, 13, 4-5, 359-364.
47. Augat P., *et al.*  
Local Tissue Properties in Bone Healing: Influence of Size and Stability of the Osteotomy Gap.  
J Orthop Res, 1998, 16, 4, 475-481.
48. Schell H., *et al.*  
Mechanical Induction of Critically Delayed Bone Healing in Sheep: Radiological and Biomechanical Results.  
J Biomech, 2008, 41, 14, 3066-3072.
49. Gardner T.N., Evans M. and Simpson H.  
Temporal Variation of Applied Inter Fragmentary Displacement at a Bone Fracture in Harmony with Maturation of the Fracture Callus.  
Med Eng Phys, 1998, 20, 6, 480-484.
50. Claes L., Eckert-Hubner K. and Augat P.  
The Effect of Mechanical Stability on Local Vascularization and Tissue Differentiation in Callus Healing.  
J Orthop Res, 2002, 20, 5, 1099-1105.
51. Kenwright J. and Goodship A. E.  
Controlled Mechanical Stimulation in the Treatment of Tibial Fractures.  
Clin Orthop Relat Res, 1989, /, 241, 36-47.
52. Epari D.R., Duda G.N. and Thompson M.S.  
Mechanobiology of Bone Healing and Regeneration: in vivo Models.  
Proc Inst Mech Eng H, 2010, 224, 12, 1543-1253.
53. Carter D.R., *et al.*  
Mechanobiology of Skeletal Regeneration.  
Clin Orthop Relat Res, 1998, /, 355S, S41-S55.
54. Le A.X., *et al.*  
Molecular Aspects of Healing in Stabilized and non-stabilized Fractures.  
J Orthopaed Res, 2001, 19, 1, 78-84.
55. Thompson Z., *et al.*  
A Model for Intramembranous Ossification during Fracture Healing.  
J Orthopaed Res, 2002, 20, 5, 1091-1098.
56. Klein P., *et al.*  
The Initial Phase of Fracture Healing is Specifically Sensitive to Mechanical Conditions.  
J Orthopaed Res, 2003, 21, 4, 662-669.
57. Goodship A.E., Cunningham J.L. and Kenwright J.  
Strain Rate and Timing of Stimulation in Mechanical Modulation of Fracture Healing.  
Clin Orthop Relat Res, 1998, /, 355S, S105-115.

58. Perren S.M. and Boitzky A.  
Cellular Differentiation and Bone Biomechanics during Consolidation of a Fracture.  
Anat Clin, 1978, 1, 1, 13-28.
59. Perren S.M.  
Physical and Biological Aspects of Fracture Healing with Special Reference to Internal Fixation.  
Clin Orthop Relat Res, 1979, /, 138, 175-196.
60. Pauwels F.  
A New Theory on the Influence of Mechanical Stimuli on the Differentiation of Supporting Tissue. The Tenth Contribution to the Functional Anatomy and Causal Morphology of the Supporting Structure.  
Z Anat Entwicklungsgesch, 1960, 121, 478-515.
61. Claes L.  
Biomechanical Principles and Mechanobiologic Aspects of Flexible and Locked Plating.  
J Orthop Trauma, 2011, 25, Suppl. 1, S4-S7.
62. Yamada H. and F.G. Evans  
Strength of Biological Materials - Baltimore : Williams & Wilkins, 1970.- 297p.
63. Claes L., *et al.*  
Monitoring and Healing Analysis of 100 Tibial Shaft Fractures.  
Langenbecks Arch Surg, 2002, 387, 3-4, 146-152.
64. Comiskey D.P., *et al.*  
The Role of Interfragmentary Strain on the Rate of Bone Healing-A New Interpretation and Mathematical Model.  
J Biomech, 2010, 43, 14, 2830-4.
65. Kershaw C.J., Cunningham J.L. and Kenwright J.  
Tibial External Fixation, Weight Bearing, and Fracture Movement.  
Clin Orthop Relat Res, 1993, /, 293, 28-36.
66. Kenwright J., *et al.*  
Axial Movement and Tibial Fractures. A Controlled Randomised Trial of Treatment.  
J Bone Joint Surg Br, 1991, 73B, 4, 654-659.
67. O'Sullivan M.E., *et al.*  
Experimental Study of the Effect of Weight Bearing on Fracture Healing in the Canine Tibia.  
Clin Orthop Relat Res, 1994, /, 302, 273-283.
68. Meadows T.H., *et al.*  
Effect of Weight-bearing on Healing of Cortical Defects in the Canine Tibia.  
J Bone Joint Surg Am, 1990, 72A, 7, 1074-1080.
69. Augat P., *et al.*  
Early, Full Weightbearing with Flexible Fixation Delays Fracture Healing.  
Clin Orthop Relat Res, 1996, /, 328, 194-202.
70. Gardner T.N., Evans M. and Kenwright J.  
A Biomechanical Study on Five Unilateral External Fracture Fixation Devices.  
Clin Biomech, 1997, 12, 2, 87-96.
71. Duda G.N., *et al.*  
Interfragmentary Motion in Tibial Osteotomies Stabilized with Ring Fixators.  
Clin Orthop Relat Res, 2002, 396, 163-72.
72. Goodship A.E.  
Mechanical Stimulus to Bone.  
Ann Rheum Dis, 1992, 51, 1, 4-6.

73. Duda G.N., *et al.*  
Analysis of Inter-fragmentary Movement as a Function of Musculoskeletal Loading Conditions in Sheep.  
Journal of Biomechanics, 1998, 31, 3, 201-210.
74. Park S.H., *et al.*  
The Influence of Active Shear or Compressive Motion on Fracture-healing.  
J Bone Joint Surg Am, 1998, 80A, 6, 868-878.
75. Sarmiento A., *et al.*  
Effect of Loading and Fracture Motions on Diaphyseal Tibial Fractures.  
J Orthop Res, 1996, 14, 1, 80-84.
76. McKellop H., *et al.*  
Control of Motion of Tibial Fractures with Use of a Functional Brace or an External Fixator. A Study of Cadavera with Use of a Magnetic Motion Sensor.  
J Bone Joint Surg Am, 1993, 75A, 7, 1019-1025.
77. Duda G.N., *et al.*  
Interfragmentary Movements in the Early Phase of Healing in Distraction and Correction Osteotomies Stabilized with Ring Fixators.  
Langenbecks Arch Surg, 2003, 387, 11-12, 433-440.
78. Hietaniemi K., Paavolainen P. and Penttinen R.  
Connective Tissue Parameters in Experimental Nonunion.  
J Orthop Trauma, 1996, 10, 2, 114-118.
79. Fink B., *et al.*  
Osteoneogenesis and its Influencing Factors during Treatment with the Ilizarov Method.  
Clin Orthop Relat Res, 1996, /, 323, 261-272.
80. Augat P., *et al.*  
Shear Movement at the Fracture Site Delays Healing in a Diaphyseal Fracture Model.  
J Orthopaed Res, 2003, 21, 6, 1011-1017.
81. Augat P., *et al.*  
Mechanical Stimulation by External Application of Cyclic Tensile Strains does not Effectively Enhance Bone Healing.  
J Orthop Trauma, 2001, 15, 1, 54-60.
82. Epari D.R., *et al.*  
Mechanical Conditions in the Initial Phase of Bone Healing.  
Clin Biomech, 2006, 21, 6, 646-655.
83. Uthoff H.K., Poitras P. and Backman D.S.  
Internal Plate Fixation of Fractures: Short History and Recent Developments.  
J Orthop Sci, 2006, 11, 2, 118-126.
84. Akeson W.H., *et al.*  
The Effects of Rigidity of Internal Fixation Plates on Long Bone Remodeling. A Biomechanical and Quantitative Histological Study.  
Acta Orthop Scand, 1976, 47, 3, 241-249.
85. Uthoff H. K. and Dubuc F. L.  
Bone Structure Changes in the Dog under Rigid Internal Fixation.  
Clin Orthop Relat Res, 1971, /, 81, 165-170.
86. Claes L.  
The Mechanical and Morphological Properties of Bone Beneath Internal Fixation Plates of Differing Rigidity.  
J Orthop Res, 1989, 7, 2, 170-177.

87. Terjesen T. and Apalset K.  
The Influence of Different Degrees of Stiffness of Fixation Plates on Experimental Bone Healing.  
J Orthop Res, 1988, 6, 2, 293-299.
88. Perren S.M., *et al.*  
The Reaction of Cortical Bone to Compression.  
Acta Orthop Scand Suppl, 1969, 125, Suppl., 19-29.
89. Goodship A.E., *et al.*  
The Role of Fixator Frame Stiffness in the Control of Fracture Healing. An Experimental Study.  
J Biomech, 1993, 26, 9, 1027-1035.
90. Chao E.Y., *et al.*  
The Effect of Rigidity on Fracture Healing in External Fixation.  
Clin Orthop Relat Res, 1989, /, 241, 24-35.
91. Bellini C.M., *et al.*  
Locked Plating: Biomechanics and Biology.  
Tech Orthop, 2007, 22, 3, 167-172.
92. Woo S.L., *et al.*  
Less Rigid Internal Fixation Plates: Historical Perspectives and New Concepts.  
J Orthop Res, 1984, 1, 4, 431-449.
93. Stoffel K., Klaue K. and Perren S.M.  
Functional Load of Plates in Fracture Fixation in vivo and its Correlate in Bone Healing.  
Injury, 2000, 31, Suppl. 2, B37-50.
94. Lujan T.J., *et al.*  
Locked Plating of Distal Femur Fractures Leads to Inconsistent and Asymmetric Callus Formation.  
J Orthop Trauma, 2010, 24, 3, 156-162.
95. Bottlang M., *et al.*  
Effects of Construct Stiffness on Healing of Fractures Stabilized with Locking Plates.  
J Bone Joint Surg Am, 2010, 92A, Suppl. 2, 12-22.
96. Claes L., Eckert-Hubner K. and Augat P.  
The Fracture Gap Size Influences the Local Vascularization and Tissue Differentiation in Callus Healing.  
Langenbecks Arch Surg, 2003, 388, 5, 316-322.
97. Hak D.J., *et al.*  
The Influence of Fracture Fixation Biomechanics on Fracture Healing.  
Orthopedics, 2010, 33, 10, 752-755.
98. Nicoll E. A.  
Fractures of the Tibial Shaft. A Survey of 705 Cases.  
J Bone Joint Surg Br, 1964, 46B, 3, 373-387.
99. Rodriguez-Merchan E.C. and Forriol F.  
Nonunion: General Principles and Experimental Data.  
Clin Orthop Relat Res, 2004, /, 419, 4-12.
100. Pankovich A.M., Tarabishy I.E. and Yelda S.  
Flexible Intramedullary Nailing of Tibial-shaft Fractures.  
Clin Orthop Relat Res, 1981, /, 160, 185-195.
101. Aro H.T., Wahner H.T. and Chao E.Y.  
Healing Patterns of Transverse and Oblique Osteotomies in the Canine Tibia under External Fixation.  
J Orthop Trauma, 1991, 5, 3, 351-364.

102. Aro H.T. and Chao E.Y.  
Bone-healing Patterns Affected by Loading, Fracture Fragment stability, Fracture Type, and Fracture Site Compression.  
Clin Orthop Relat Res, 1993, /, 293, 8-17.
103. Judet R., Judet J. and Roy-Camille R.  
La Vascularisation des Pseudarthroses des Os Longs d'après une Etude Clinique et Expérimentale.  
Rev Chir Orthop, 1958, 44, 5, 381-401.
104. Glowacki J.  
Angiogenesis in Fracture Repair.  
Clin Orthop Relat Res, 1998, /, 355S, S82-S89.
105. Schweiberer L. and Schenk R.  
Histomorphology and Vascularization of Secondary Healing of Bone Fractures with Emphasis on Tibial Shaft Fractures.  
Unfallheilkunde-Traumatology, 1977, 80, 7, 275-286.
106. Brinker M.R. and Bailey D.E., Jr.  
Fracture Healing in Tibia Fractures with an Associated Vascular Injury.  
J Trauma, 1997, 42, 1, 11-19.
107. Dickson K., *et al.*  
Delayed Unions and Nonunions of Open Tibial Fractures. Correlation with Arteriography Results.  
Clin Orthop Relat Res, 1994, /, 302, 189-193.
108. Keramaris N.C., *et al.*  
Fracture Vascularity and Bone Healing: a Systematic Review of the Role of VEGF.  
Injury, 2008, 39, Suppl. 2, B45-57.
109. Triffitt P.D. and Gregg P.J.  
Depression of Bone Blood Flow after Blunt Trauma. A Fracture Study in the Adult Rabbit.  
Acta Orthop Scand, 1994, 65, 2, 195-198.
110. Pape H.C., *et al.*  
Effects of Intramedullary Femoral Fracture Fixation: What is the Impact of Experimental Studies in Regards to the Clinical Knowledge?  
Shock, 2002, 18, 4, 291-300.
111. del Pino J.G., *et al.*  
Free Vascularized Fibular Grafts Have a High Union Rate in Atrophic Nonunions.  
Clin Orthop Relat Res, 2004, /, 419, 38-45.
112. Muir P. and Johnson K.A.  
Anaerobic Bacteria Isolated from Osteomyelitis in Dogs and Cats.  
Vet Surg, 1992, 21, 6, 463-466.
113. Ciampolini J. and Harding K.G.  
Pathophysiology of Chronic Bacterial Osteomyelitis. Why do Antibiotics Fail so Often?  
Postgrad Med J, 2000, 76, 898, 479-483.
114. Broos P.L. and Sermon A.  
From Unstable Internal Fixation to Biological Osteosynthesis. A Historical Overview of Operative Fracture Treatment.  
Acta Chir Belg, 2004, 104, 4, 396-400.
115. Perren S.M. and Ganz R.  
The Rationale of Biological Internal Fixation.  
Injury, 1991, 22, Suppl. 1, A3-4.

116. Baumgaertel F., Buhl M. and Rahn B.A.  
Fracture Healing in Biological Plate Osteosynthesis.  
Injury, 1998, 29, Suppl. 3, C3-6.
117. Cronier P., *et al.*  
The Concept of Locking Plates  
Orthop Traumatol Surg Res, 2010, 96, 4, Suppl., S17-S36.
118. Johnson K.A. (2012).  
Locking Plate Failure.  
In : Proceedings of a conference on : 16th ESVOT Congress, Bologna (Italy), Sept 12-15, European Society of Veterinary Orthopaedics and Traumatology, 227-228p.
119. Blake C.A., *et al.*  
Single Cycle to Failure in Bending of Three Standard and Five Locking Plates and Plate Constructs.  
Vet Comp Orthop Traumatol, 2011, 24, 6, 408-17.
120. Cabassu J.B., *et al.*  
Single Cycle to Failure in Torsion of Three Standard and Five Locking Plate Constructs.  
Vet Comp Orthop Traumatol, 2011, 24, 6, 418-25.
121. Boero Baroncelli A., *et al.*  
Effect of Screw Insertion Torque on Push-out and Cantilever Bending Properties of five Different Angle-stable Systems.  
Vet Surg, 2013, 42, 3, 308-315.
122. Frigg R.  
Development of the Locking Compression Plate.  
Injury, 2003, 34, Suppl. 2, B6-10.
123. Frigg R.  
Locking Compression Plate (LCP). An Osteosynthesis Plate Based on the Dynamic Compression Plate and the Point Contact Fixator (PC-Fix).  
Injury, 2001, 32, Suppl. 2, B63-66.
124. Miller D.L. and Goswami T.  
A Review of Locking Compression Plate Biomechanics and their Advantages as Internal Fixators in Fracture Healing.  
Clin Biomech, 2007, 22, 10, 1049-1062.
125. Phillips J.H. and Rahn B.A.  
Comparison of Compression and Torque Measurements of Self-tapping and Pretapped Screws.  
Plast Reconstr Surg, 1989, 83, 3, 447-458.
126. Field J.R., Hearn T.C. and Caldwell C.B.  
The Influence of Screw Torque, Object Radius of Curvature, Mode of Bone Plate Application and Bone Plate Design on Bone-plate Interface Mechanics.  
Injury, 1998, 29, 3, 233-241.
127. Cordey J., Borgeaud M. and Perren S.M.  
Force Transfer Between the Plate and the Bone: Relative Importance of the Bending Stiffness of the Screws and the Friction Between Plate and Bone.  
Injury, 2000, 31, Suppl. 3, C21-28.
128. Field J.R., Hearn T.C. and Woodside T.D.  
The Influence of Screw Torque in the Application of Bone Plates.  
Vet Comp Orthop Traumatol, 2001, 14, 2, 78-83.

129. Luethi U., Dueland T. and Rahn B.A.  
Relationship between Plate-Bone Contact Area and Blood-Supply in Internal-Fixation.  
J Biomech, 1980, 13, 9, 799-800.
130. Perren S.M., *et al.*  
Early Temporary Porosis of Bone Induced by Internal Fixation Implants: a Reaction to Necrosis, not to Stress Protection?  
Clin Orthop Relat Res, 1988, /, 232, 139-151.
131. Haaland P.J., *et al.*  
Appendicular Fracture Repair in Dogs Using the Locking Compression Plate System: 47 Cases.  
Vet Comp Orthop Traumatol, 2009, 22, 4, 309-315.
132. Wagner M.A. and Frigg R.  
Locking Plates: Development, Biomechanics, and Clinical Application.  
in : Skeletal Trauma: Expert Consult: Online and Print, 2-Volume Set - 4th Ed. / ed. par Browner B.D. and Alan M. Levine M.D.  
: Elsevier, 2009.- p. 143-176.
133. Egol K.A., *et al.*  
Biomechanics of Locked Plates and Screws.  
J Orthop Trauma, 2004, 18, 8, 488-493.
134. Schmal H., *et al.*  
Flexible Fixation and Fracture Healing: do Locked Plating 'Internal Fixators' Resemble External Fixators?  
J Orthop Trauma, 2011, 25, Suppl. 1, S15-20.
135. Wagner M.  
General Principles for the Clinical Use of the LCP.  
Injury, 2003, 34, Suppl. 2, B31-42.
136. Gautier E., Perren S.M. and Cordey J.  
Effect of Plate Position Relative to Bending Direction on the Rigidity of a Plate Osteosynthesis. A Theoretical Analysis.  
Injury, 2000, 31, Suppl. 3, C14-20.
137. Gardner M.J., Helfet D.L. and Lorich D.G.  
Has Locked Plating Completely Replaced Conventional Plating?  
Am J Orthop (Belle Mead NJ), 2004, 33, 9, 439-446.
138. Grawe B., *et al.*  
Fracture Fixation with two Locking Screws versus three Non-locking Screws: a Biomechanical Comparison in a Normal and an Osteoporotic Bone Model.  
Bone Joint Res, 2012, 1, 6, 118-124.
139. Kirkpatrick D., Gandhi R. and Van Sickels J.E.  
Infections Associated with Locking Reconstruction Plates: a Retrospective Review.  
J Oral Maxil Surg, 2003, 61, 4, 462-466.
140. Arens S., *et al.*  
Influence of the Design for Fixation Implants on Local Infection: Experimental Study of Dynamic Compression Plates versus Point Contact Fixators in Rabbits.  
J Orthop Trauma, 1999, 13, 7, 470-476.
141. Frigg R., *et al.*  
The Development of the Distal Femur Less Invasive Stabilization System (LISS).  
Injury, 2001, 32, Suppl. 3, C24-31.



142. Dunlap J.T., *et al.*  
Biomechanical Evaluation of Locking Plate Fixation with Hybrid Screw Constructs in Analogue Humeri.  
Am J Orthop (Belle Mead NJ), 2011, 40, 2, E20-E25.
143. Miller E.I., *et al.*  
Perpendicular Pull-out Force of Locking versus Non-locking Plates in Thin Cortical Bone using a Canine Mandibular Ramus Model.  
Vet Surg, 2011, 40, 7, 870-874.
144. Kim T., *et al.*  
Fixation of Osteoporotic Distal Fibula Fractures: A Biomechanical Comparison of Locking versus Conventional Plates.  
J Foot Ankle Surg, 2007, 46, 1, 2-6.
145. Roberts J.W., *et al.*  
Biomechanical Evaluation of Locking Plate Radial Shaft Fixation: Unicortical Locking Fixation versus Mixed Bicortical and Unicortical Fixation in a Sawbone Model.  
J Hand Surg Am, 2007, 32, 7, 971-975.
146. Tan S.L. and Balogh Z.J.  
Indications and Limitations of Locked Plating.  
Injury, 2009, 40, 7, 683-691.
147. Gardner M.J., *et al.*  
Hybrid Locked Plating of Osteoporotic Fractures of the Humerus.  
J Bone Joint Surg Am, 2006, 88A, 9, 1962-1967.
148. Estes C., *et al.*  
Biomechanical Strength of the Peri-Loc Proximal Tibial Plate: a Comparison of All-locked versus Hybrid Locked/nonlocked Screw Configurations.  
J Orthop Trauma, 2008, 22, 5, 312-316.
149. Doornink J., *et al.*  
Effects of Hybrid Plating with Locked and Nonlocked Screws on the Strength of Locked Plating Constructs in the Osteoporotic Diaphysis.  
J Trauma, 2010, 69, 2, 411-417.
150. Freeman A.L., *et al.*  
How Much Do Locked Screws Add to the Fixation of "Hybrid" Plate Constructs in Osteoporotic Bone?  
J Orthop Trauma, 2010, 24, 3, 163-169.
151. Schwandt C.S. and Montavon P.M.  
Locking Compression Plate Fixation of Radial and Tibial Fractures in a Young Dog.  
Vet Comp Orthop Traumatol, 2005, 18, 3, 194-198.
152. Gautier E. and Sommer C.  
Guidelines for the Clinical Application of the LCP.  
Injury, 2003, 34, Suppl. 2, B63-76.
153. Bellapianta J., *et al.*  
Threaded Screw Head Inserts Improve Locking Plate Biomechanical Properties.  
J Orthop Trauma, 2011, 25, 2, 65-71.
154. Anitha D., *et al.*  
Improving Stability of Locking Compression Plates through a Design Modification: a Computational Investigation.  
Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2013, 1-9.

155. Schnaser E. and Vallier H.  
CORR Insights: Locking Buttons Increase Fatigue Life of Locking Plates in a Segmental Bone Defect Model.  
Clin Orthop Relat Res, 2013, 471, 3, 1045-1046.
156. Tompkins M., *et al.*  
Locking Buttons Increase Fatigue Life of Locking Plates in a Segmental Bone Defect Model.  
Clin Orthop Relat Res, 2013, 471, 3, 1039-1044.
157. Stoffel K., *et al.*  
Biomechanical Testing of the LCP - How can Stability in Locked Internal Fixators be Controlled?  
Injury, 2003, 34, Suppl. 2, B11-19.
158. Hak D.J., Althausen P. and Hazelwood S.J.  
Locked Plate Fixation of Osteoporotic Humeral Shaft Fractures: are Two Locking Screws per Segment Enough?  
J Orthop Trauma, 2010, 24, 4, 207-211.
159. Wallace M.J., *et al.*  
Relationship of Cortical Thickness of the Proximal Humerus and Pullout Strength of a Locked Plate and Screw Construct.  
J Orthop Trauma, 2012, 26, 4, 222-225.
160. Seebeck J., *et al.*  
Effect of Cortical Thickness and Cancellous Bone Density on the Holding Strength of Internal Fixator Screws.  
J Orthop Res, 2004, 22, 6, 1237-1242.
161. Seebeck J., *et al.*  
Mechanical Behavior of Screws in Normal and Osteoporotic Bone.  
Osteoporos Int, 2005, 16, Suppl. 2, S107-S111.
162. Talking Bones: The Science of Forensic Anthropology - : Facts On File, Incorporated, 1995.-
163. Croker S., Reed W. and Donlon D. (2010).  
Thickness of Bone Cortex as an Aid to Distinguishing Human from Non-human Bone Fragments.  
In : ICAZ. Proceedings of a conference on : ICAZ 2010 Conference, Paris (France), August 23-28, 2010, ICAZ, S5-2, S6-3p.
164. Nor F.M.  
A Comparative Microscopic Study of Human and Non-human Long Bone Histology.- 106p.  
Ph.D. Thesis : University of Bradford : Bradford : 2009 ;
165. Meachen-Samuels J.  
Comparative Scaling of Humeral Cross-Sections of Felids and Canids Using Radiographic Images.  
J Mamm Evol, 2010, 17, 3, 193-209.
166. Paliarne S., *et al.*  
Geometric Analysis of the Proximal Femur in a Diverse Sample of Dogs.  
Res Vet Sci, 2006, 80, 3, 243-252.
167. Paliarne S., *et al.*  
Segmentation of the Canine Population in Different Femoral Morphological Groups.  
Res Vet Sci, 2008, 85, 3, 407-417.
168. Gibson T.W., *et al.*  
The Biomechanical Properties of the Feline Femur.  
Vet Comp Orthop Traumatol, 2008, 21, 4, 312-317.

169. Goh C.S.S., *et al.*  
Comparison of the Mechanical Behaviors of Semicontoured, Locking Plate-rod Fixation and Anatomically Contoured, Conventional Plate-rod Fixation Applied to Experimentally Induced Gap Fractures in Canine Femora.  
Am J Vet Res, 2009, 70, 1, 23-29.
170. Sanders R., *et al.*  
Minimal versus Maximal Plate Fixation Techniques of the Ulna: the Biomechanical Effect of Number of Screws and Plate Length.  
J Orthop Trauma, 2002, 16, 3, 166-71.
171. Tornkvist H., Hearn T.C. and Schatzker J.  
The Strength of Plate Fixation in Relation to the Number and Spacing of Bone Screws.  
J Orthop Trauma, 1996, 10, 3, 204-208.
172. Weiss D.B., *et al.*  
Locked versus Unlocked Plating with Respect to Plate Length in an Ulna Fracture Model.  
Bull NYU Hosp Jt Dis, 2008, 66, 1, 5-8.
173. Kanchanomai C., Muanjan P. and Phiphobmongkol V.  
Stiffness and Endurance of a Locking Compression Plate Fixed on Fractured Femur.  
J Appl Biomech, 2010, 26, 1, 10-16.
174. Chao P., *et al.*  
Effect of Plate Working Length on Plate Stiffness and Cyclic Fatigue Life in a Cadaveric Femoral Fracture Gap Model Stabilized with a 12-hole 2.4 mm Locking Compression Plate.  
BMC Vet Res, 2013, 9, 1, 125-131.
175. Hoffmeier K.L., Hofmann G.O. and Muckley T.  
Choosing a Proper Working Length can Improve the Lifespan of Locked Plates. A Biomechanical Study.  
Clin Biomech, 2011, 26, 4, 405-409.
176. Guiot L.P. and Dejardin L.M.  
Prospective Evaluation of Minimally Invasive Plate Osteosynthesis in 36 Nonarticular Tibial Fractures in Dogs and Cats.  
Vet Surg, 2011, 40, 2, 171-182.
177. Gautier E., *et al.*  
Porosity and Remodelling of Plated Bone after Internal Fixation: Result of Stress Shielding or Vascular Damage.  
in : Biomaterials and Biomechanics - / ed. par Ducheyne P., Van der Perre G. and Aubert A.  
Amsterdam : Elsevier, 1984.- p. 195-300.
178. Ahmad M., *et al.*  
Biomechanical Testing of the Locking Compression Plate: When Does the Distance Between Bone and Implant Significantly Reduce Construct Stability?  
Injury, 2007, 38, 3, 358-364.
179. Sommer C., *et al.*  
Locking Compression Plate Loosening and Plate Breakage: a Report of four Cases.  
J Orthop Trauma, 2004, 18, 8, 571-517.
180. Bae J.H., *et al.*  
Technical Difficulties of Removal of Locking Screw after Locking Compression Plating.  
Arch Orthop Trauma Surg, 2009, 129, 1, 91-95.
181. Glassner P.J. and Tejwani N.C.  
Failure of Proximal Femoral Locking Compression Plate: a Case Series.  
J Orthop Trauma, 2011, 25, 2, 76-83.

182. Wirtz C., *et al.*  
High Failure Rate of Trochanteric Fracture Osteosynthesis with Proximal Femoral Locking Compression Plate.  
Injury, 2013, 44, 6, 751-756.
183. Schwarz N., *et al.*  
Technical Complications During Removal of Locking Screws from Locking Compression Plates: a Prospective Multicenter Study.  
Eur J Trauma Emerg Surg, 2013, 39, 4, 1-6.
184. Phisitkul P., *et al.*  
Complications of Locking Plate Fixation in Complex Proximal Tibia Injuries.  
J Orthop Trauma, 2007, 21, 2, 83-91.
185. Kaab M.J., *et al.*  
Locked Internal Fixator: Sensitivity of Screw/plate Stability to the Correct Insertion Angle of the Screw.  
J Orthop Trauma, 2004, 18, 8, 483-487.
186. Kanchanomai C., Phiphobmongkol V. and Muanjan P.  
Fatigue Failure of an Orthopedic Implant - A Locking Compression Plate.  
Eng Fail Anal, 2008, 15, 5, 521-530.
187. Tepic S., *et al.*  
Strength Recovery in Fractured Sheep Tibia Treated with a Plate or an Internal Fixator: An Experimental Study with a Two-Year Follow-up.  
J Orthop Trauma, 1997, 11, 1, 14-23.
188. Plecko M., *et al.*  
The Influence of Different Osteosynthesis Configurations with Locking Compression Plates (LCP) on Stability and Fracture Healing after an Oblique 45 Degrees Angle Osteotomy.  
Injury, 2012, 43, 7, 1041-1051.
189. Pearce A.I., *et al.*  
Animal Models for Implant Biomaterial Research in Bone: a Review.  
Eur Cell Mater, 2007, 13, 1-10.
190. Mills L.A. and Simpson A.H.  
In vivo Models of Bone Repair.  
J Bone Joint Surg Br, 2012, 94B, 7, 865-874.
191. Nunamaker D.M.  
Experimental Models of Fracture Repair.  
Clin Orthop Relat Res, 1998, /, 355S, S56-S65.
192. Yuehuei H.A., Friedman R.J. and Draughn R.A.  
Animal Models of Bone Fracture or Osteotomy.  
in : Animal Models in Orthopaedic Research - / ed. par Yuehuei H.A. and Friedman R.J.  
Boca Raton : CRC Press, 1999.- p. 197-217.
193. Martini L., *et al.*  
Sheep Model in Orthopedic Research: A Literature Review.  
Comp Med, 2001, 51, 4, 292-299.
194. Potes J.C., *et al.*  
The Sheep as an Animal Model in Orthopaedic Research.  
Exp Pathol Health Sci, 2008, 2, 1, 29-32.
195. Heitemeyer U., *et al.*  
Significance of Postoperative Stability for Bony Reparation of Comminuted Fractures.  
Arch Orthop Trauma Surg, 1990, 109, 3, 144-149.

196. Moroni A., *et al.*  
Plate Fixation with Hydroxyapatite-Coated Screws: A Comparative Loaded Study.  
Clin Orthop Relat Res, 2003, /, 408, 262-267.
197. Giannoni P., *et al.*  
Regeneration of Large Bone Defects in Sheep Using Bone Marrow Stromal Cells.  
J Tissue Eng Regen M, 2008, 2, 5, 253-262.
198. Moroni A., *et al.*  
Fixation of HA-Coated Unicortical Locking Screws in a Sheep Gap Model: A Comparative Biomechanical Study.  
J Orthop Trauma, 2008, 22, 1, 37-442.
199. Blokhuis T.J., *et al.*  
The Reliability of Plain Radiography in Experimental Fracture Healing.  
Skeletal Radiol, 2001, 30, 3, 151-156.
200. Materials American Society for Testing and  
Standard Specification and Test Method for Metallic Bone Plates, ASTM F382-99 (Reapproved 2008) e1.  
in : 2008 Annual Book of ASTM Standards - / ed. par Materials American Society for Testing and  
West Conshohocken, PA : ASTM International, 2008.- p.
201. Szivek J.A. and Yapp R.A.  
A Testing Technique Allowing Cyclic Application of Axial, Bending, and Torque Loads to Fracture Plates to  
Examine Screw Loosening.  
J Biomed Mater Res, 1989, 23, Suppl. A1, 105-16.
202. Gautier E., Perren S.M. and Cordey J.  
Strain Distribution in Plated and Unplated Sheep Tibia. An in vivo Experiment.  
Injury, 2000, 31, Suppl. 3, C37-44.
203. Strömberg L. and Dalén N.  
The Influence of Freezing on the Maximum Torque Capacity of Long Bones: An Experimental Study on Dogs.  
Acta Orthop Scand, 1976, 47, 3, 254-256.
204. Pelker R.R., *et al.*  
Effects of Freezing and Freeze-drying on the Biomechanical Properties of Rat Bone.  
J Orthop Res, 1984, 1, 4, 405-411.
205. Linde F. and Sorensen H.C.  
The Effect of Different Storage Methods on the Mechanical Properties of Trabecular Bone.  
J Biomech, 1993, 26, 10, 1249-1252.
206. Panjabi M.M., *et al.*  
Biomechanical Time-tolerance of Fresh Cadaveric Human Spine Specimens.  
J Orthop Res, 1985, 3, 3, 292-300.
207. Roe S.C., Pijanowski G.J. and Johnson A.L.  
Biomechanical Properties of Canine Cortical Bone Allografts: Effects of Preparation and Storage.  
Am J Vet Res, 1988, 49, 6, 873-877.
208. Cartner J.L., *et al.*  
Can We Trust Ex Vivo Mechanical Testing of Fresh-Frozen Cadaveric Specimens? The Effect of Postfreezing  
Delays.  
J Orthop Trauma, 2011, 25, 8, 459-461.
209. Kang Q., An Y.H. and Friedman R.J.  
Effects of Multiple Freezing-thawing Cycles on Ultimate Indentation Load and Stiffness of Bovine Cancellous  
Bone.  
Am J Vet Res, 1997, 58, 10, 1171-1173.

210. Currey J.D.  
The Effects of Drying and Re-Wetting on Some Mechanical-Properties of Cortical Bone.  
J Biomech, 1988, 21, 5, 439-441.
211. Jain R., *et al.*  
Effect of Stainless Steel and Titanium Low-Contact Dynamic Compression Plate Application on the Vascularity and Mechanical Properties of Cortical Bone After Fracture.  
J Orthop Trauma, 1997, 11, 7, 490-495.
212. Schandelmaier P., *et al.*  
Biomechanics of Femoral Interlocking Nails.  
Injury, 2000, 31, 6, 437-443.
213. Sod G.A., *et al.*  
An In vitro Evaluation of Plate Luting Using Osteotomized Equine Third Metacarpal Bones with a Limited Contact-Dynamic Compression Plate.  
Vet Surg, 2005, 34, 6, 579-586.
214. Firoozbakhsh K.K., *et al.*  
Comparative Fatigue Strengths and Stabilities of Metacarpal Internal Fixation Techniques.  
J Hand Surg Am, 1993, 18A, 6, 1059-1068.
215. Blum J., *et al.*  
Biomechanical Comparison of Bending and Torsional Properties in Retrograde Intramedullary Nailing of Humeral Shaft Fractures.  
J Orthop Trauma, 1999, 13, 5, 344-35.
216. Cordey J.  
Introduction: Basic Concepts and Definitions in Mechanics.  
Injury, 2000, 31, Suppl. 2, B1-13.
217. von Pfeil D.J.F., *et al.*  
In vitro Biomechanical Comparison of a Plate-rod Combination-construct and an Interlocking Nail-construct for Experimentally Induced Gap Fractures in Canine Tibiae.  
Am J Vet Res, 2005, 66, 9, 1536-1543.
218. Aguila A.Z., *et al.*  
In vitro Biomechanical Comparison of Limited Contact Dynamic Compression Plate and Locking Compression Plate.  
Vet Comp Orthop Traumatol, 2005, 18, 4, 220-226.
219. Korner J., *et al.*  
A Biomechanical Evaluation of Methods of Distal Humerus Fracture Fixation Using Locking Compression Plates Versus Conventional Reconstruction Plates.  
J Orthop Trauma, 2004, 18, 5, 286-293.
220. O'Toole R.V., *et al.*  
Are Locking Screws Advantageous with Plate Fixation of Humeral Shaft Fractures? A Biomechanical Analysis of Synthetic and Cadaveric Bone.  
J Orthop Trauma, 2008, 22, 10, 709-715.
221. Jonsson U. and Strömberg L.  
Uniformity in Mechanics of Long Bones at Torque: A Dog Experiment.  
Acta Orthop Scand, 1984, 55, 3, 347-348.
222. Strömberg L. and Dalén N.  
Experimental Measurement of Maximum Torque Capacity of Long Bones.  
Acta Orthop Scand, 1976, 47, 3, 257-263.

223. Acker M.L., *et al.* (2010).  
Structural Properties of Synthetic Bone Models Compared to Native Canine Bone.  
In : Surgeons European College of Veterinary. Proceedings of a conference on : 19th Annual Scientific Meeting of the European College of Veterinary Surgeons, Helsinki (Finland), July 1–3, European College of Veterinary Surgeons, 150-151p.
224. Gordon S., *et al.*  
The Effect of the Combination of Locking Screws and Non-locking Screws on the Torsional Properties of a Locking-plate Construct.  
Vet Comp Orthop Traumatol, 2010, 23, 1, 7-13.
225. Taylor P.R., *et al.*  
The Comminuted Midshaft Clavicle Fracture: a Biomechanical Evaluation of Plating Methods.  
Clin Biomech, 2011, 26, 5, 491-496.
226. Bottlang M., *et al.*  
A Nonlocking End Screw Can Decrease Fracture Risk Caused by Locked Plating in the Osteoporotic Diaphysis.  
J Bone Joint Surg Am, 2009, 91A, 3, 620-627.
227. Fitzpatrick D.C., *et al.*  
Relative Stability of Conventional and Locked Plating Fixation in a Model of the Osteoporotic Femoral Diaphysis.  
Clin Biomech, 2009, 24, 2, 203-209.
228. Chevret S.  
Pourquoi et Comment Randomiser un Essai Thérapeutique ?  
Rev Mal Respir, 2003, 20, 5-C1, 753-756.
229. Cochran W. and Cox G.  
Experimental Designs - 2nd Revised Ed.  
New York : Wiley, 1957.- 617p.
230. Kowalski M.J., *et al.*  
A Comparative Biomechanical Evaluation of a Noncontacting Plate and Currently Used Devices for Tibial Fixation.  
J Trauma, 1996, 40, 1, 5-9.
231. Garrigues G.E., *et al.*  
Can Locking Screws Allow Smaller, Low-Profile Plates to Achieve Comparable Stability to Larger, Standard Plates?  
J Orthop Trauma, 2011, 25, 6, 347-354.
232. Gutwald R., Alpert B. and Schmelzeisen R.  
Principle and Stability of Locking Plates.  
Keio J Med, 2003, 52, 1, 21-24.
233. Koval K.J., *et al.*  
Distal Femoral Fixation: a Biomechanical Comparison of the Standard Condylar Buttress Plate, a Locked Buttress Plate, and the 95-degree Blade Plate.  
J Orthop Trauma, 1997, 11, 7, 521-524.
234. Bos G.D., *et al.*  
The Effect of Histocompatibility Matching on Canine Frozen Bone Allografts.  
J Bone Joint Surg Am, 1983, 65A, 1, 89-96.
235. Lane J.M. and Sandhu H.S.  
Current Approaches to Experimental Bone Grafting.  
Orthop Clin North Am, 1987, 18, 2, 213-225.

236. Lang C.Y., Simmons D.J. and Lozano R.  
The Healing of Grafts Combining Freeze-dried and Demineralized Allogeneic Bone in Rabbits.  
Clin Orthop Relat Res, 1994, /, 298, 286-295.
237. Johnson K.D., *et al.*  
Porous Ceramics as Bone Graft Substitutes in Long Bone Defects: A Biomechanical, Histological, and Radiographic Analysis.  
J Orthop Res, 1996, 14, 3, 351-369.
238. Nilsson O.S., *et al.*  
Bone Repair Induced by Bone Morphogenetic Protein in Ulnar Defects in Dogs.  
J Bone Joint Surg Br, 1986, 68B, 4, 635-642.
239. Heiple K.G., *et al.*  
Biology of Cancellous Bone Grafts.  
Orthop Clin North Am, 1987, 18, 2, 179-185.
240. Suh H. and Lee C.  
Biodegradable Ceramic-collagene Composite Implanted in Rabbit Tibiae.  
ASAIO J, 1995, 41, 3, M652-M656.
241. Gugala Z. and Gogolewski S.  
Regeneration of Segmental Diaphyseal Defects in Sheep Tibiae using Resorbable Polymeric Membranes: A Preliminary Study.  
J Orthop Trauma, 1999, 13, 3, 187-195.
242. Haasnoot E.V., *et al.*  
Radiological Sequences of Healing in Internal Plates and Splints of Different Contact Surface to Bone. (DCP, LC-DCP and PC-Fix).  
Injury, 1995, 26, Suppl. 2, B28-36.
243. West P.G., *et al.*  
Histomorphometric and Angiographic Analysis of Bone Healing in the Humerus of Pigeons.  
Am J Vet Res, 1996, 57, 7, 1010-1015.
244. West P.G., *et al.*  
Histomorphometric and Angiographic Analysis of the Humerus in Pigeons.  
Am J Vet Res, 1996, 57, 7, 982-986.
245. Gruber H.E. and Stasky A.A.  
Histological Study in Orthopaedic Animal Research.  
*in* : Animal Models in Orthopaedic Research - / ed. par Yuehuei H.A. and Friedman R.J.  
Boca Raton : CRC Press, 1999.- p. 115-138.
246. Yuehuei H.A.  
Methods of Evaluation in Orthopaedic Animal Research.  
*in* : Animal Models in Orthopaedic Research - / ed. par Yuehuei H.A. and Friedman R.J.  
Boca Raton : CRC Press, 1999.- p. 85-114.
247. Yuehuei H.A.  
Histological Study in Orthopaedic Animal Research.  
*in* : Animal Models in Orthopaedic Research - / ed. par Yuehuei H.A. and Friedman R.J.  
Boca Raton : CRC Press, 1999.- p. 115-138.
248. Vedi S. and Compston J.  
Bone Histomorphometry.  
*in* : Bone Research Protocols - 2nd Ed. / ed. par Helfrich M.H. and Ralston S.H.  
Totowa : Humana Press, 2012.- p. 283-298.



249. Panagiotopoulos E., *et al.*  
Pattern of Screw Loosening in Fractures Fixed with Conventional and Functional Plates.  
Injury, 1994, 25, 8, 515-517.
250. Stoffel K., Lorenz K.U. and Kuster M.S.  
Biomechanical Considerations in Plate Osteosynthesis: the Effect of Plate-to-bone Compression with and without Angular Screw Stability.  
J Orthop Trauma, 2007, 21, 6, 362-368.
251. Cegoñino J., *et al.*  
A Comparative Analysis of Different Treatments for Distal Femur Fractures using the Finite Element Method.  
Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2004, 7, 5, 245-256.
252. Cheal E.J., *et al.*  
Stress Analysis of Compression Plate Fixation and its Effects on Long Bone Remodeling.  
J Biomech, 1985, 18, 2, 141-150.
253. Gefen A.  
Optimizing the Biomechanical Compatibility of Orthopedic Screws for Bone Fracture Fixation.  
Med Eng Phys, 2002, 24, 5, 337-347.
254. Gefen A.  
Computational Simulations of Stress Shielding and Bone Resorption around Existing and Computer-designed Orthopaedic Screws.  
Med Biol Eng Comput, 2002, 40, 3, 311-322.
255. Klaue K., Fengels I. and Perren S.M.  
Long-term Effects of Plate Osteosynthesis: Comparison of Four Different Plates.  
Injury, 2000, 31, Suppl. 2, B51-62.
256. Gilbert J.A., Dahners L.E. and Atkinson M.A.  
The Effect of External Fixation Stiffness on Early Healing of Transverse Osteotomies.  
J Orthop Res, 1989, 7, 3, 389-397.
257. Cheal E.J., *et al.*  
Role of Interfragmentary Strain in Fracture Healing: Ovine Model of a Healing Osteotomy.  
J Orthop Res, 1991, 9, 1, 131-42.
258. Eastaugh-Waring S.J., Joslin C.C. and Cunningham J.L.  
Quantification of Fracture Healing from Radiographs Using the Maximum Callus Index.  
Clin Orthop Relat Res, 2009, /, 467, 1986-1991.
259. Brandi M.L.  
Drugs for Bone Healing.  
Expert Opin Investig Drugs, 2012, 21, 8, 1169-1176.
260. Iwaniec U.T., Wronski T.J. and Turner R.T.  
Histological Analysis of Bone.  
*in* : Alcohol - / ed. par Nagy L.E.  
: Humana Press, 2008.- p. 325-341.
261. Particelli F., *et al.*  
A Comparison between Micro-CT and Histology for the Evaluation of Cortical Bone: Effect of Polymethylmethacrylate Embedding on Structural Parameters.  
J Microsc, 2012, 245, 3, 302-310.
262. Sano H., *et al.*  
Correlation of Radiographic Measurements with Biomechanical Test Results.  
Clin Orthop Relat Res, 1999, /, 368, 271-278.

263. McClelland D., *et al.*  
Fracture Healing Assessment Comparing Stiffness Measurements using Radiographs.  
Clin Orthop Relat Res, 2007, /, 457, 214-219.
264. Augat P., *et al.*  
Quantitative Assessment of Experimental Fracture Repair by Peripheral Computed Tomography.  
Calcif Tissue Int, 1997, 60, 2, 194-199.
265. denBoer F.C., *et al.*  
Quantification of Fracture Healing with Three-dimensional Computed Tomography.  
Arch Orthop Trauma Surg, 1998, 117, 6-7, 345-350.
266. Cattermole H.C., *et al.*  
Bone Mineral Changes during Tibial Fracture Healing.  
Clin Orthop Relat Res, 1997, /, 339, 190-196.
267. Claes L.E. and Cunningham J.L.  
Monitoring the Mechanical Properties of Healing Bone.  
Clin Orthop Relat Res, 2009, /, 467, 1964-1971.
268. Hammer R.R., Hammerby S. and Lindholm B.  
Accuracy of Radiologic Assessment of Tibial Shaft Fracture Union in Humans.  
Clin Orthop Relat Res, 1985, /, 199, 233-238.
269. Chehade M.J., *et al.*  
Clinical Implications of Stiffness and Strength Changes in Fracture Healing.  
J Bone Joint Surg Br, 1997, 79B, 1, 9-12.
270. Windhagen H., *et al.*  
Quantitative Assessment of in vivo Bone Regeneration Consolidation in Distraction Osteogenesis.  
J Orthop Res, 2000, 18, 6, 912-919.
271. Jernberger A.  
Measurement of Stability of Tibial Fractures. A Mechanical Method.  
Acta Orthop Scand Suppl, 1970, /, 135, 1-88.
272. Burny F., *et al.*  
Twenty Years Experience in Fracture Healing Measurement with Strain Gauges.  
Orthopedics, 1984, 7, 12, 1823-1826.
273. Thakur A.J. and Patankar J.  
Open Tibial Fractures. Treatment by Uniplanar External Fixation and Early Bone Grafting.  
J Bone Joint Surg Br, 1991, 73B, 3, 448-451.
274. Kristiansen B. and Borgwardt A.  
Fracture Healing Monitored with Strain Gauges.  
Acta Orthop Scand, 1992, 63, 6, 612-614.
275. Richardson J.B., *et al.*  
Measuring Stiffness Can Define Healing of Tibial Fractures.  
J Bone Joint Surg Br, 1994, 76B, 3, 389-394.
276. Gerstenfeld L.C., *et al.*  
Application of Histomorphometric Methods to the Study of Bone Repair.  
J Bone Miner Res, 2005, 20, 10, 1715-1722.
277. DeTora M. and Kraus K.  
Mechanical Testing of 3.5 mm Locking and Non-Locking Bone Plates.  
Vet Comp Orthop Traumatol, 2008, 21, 4, 318-322.

278. Quinteros D.D., *et al.*  
In vitro Biomechanical Evaluation and Comparison of a New Prototype Locking Plate and a Limited-contact Self Compression Plate for Equine Fracture Repair.  
Vet Comp Orthop Traumatol, 2012, 25, 4, 273-280.
279. Ribeiro-Junior P.D., *et al.*  
In vitro Evaluation of Conventional and Locking Miniplate/screw Systems for the Treatment of Mandibular Angle Fractures.  
Int J Oral Maxillofac Surg, 2010, 39, 11, 1109-1114.
280. Robertson C., *et al.*  
Reconstruction Plates for Stabilization of Mid-shaft Clavicle Fractures: Differences between Nonlocked and Locked Plates in two Different Positions.  
J Shoulder Elbow Surg, 2009, 18, 2, 204-209.
281. Bordelon J., *et al.*  
An in vitro Mechanical Comparison of Tibial Plateau Levelling Osteotomy Plates.  
Vet Comp Orthop Traumatol, 2009, 22, 6, 467-472.
282. Catanzarite J., *et al.*  
Biomechanical Testing of Unstable Humeral Shaft Fracture Plating.  
J Surg Orthop Adv, 2009, 18, 4, 175-181.
283. Partal G., *et al.*  
Superior versus Anteroinferior Plating of the Clavicle Revisited: a Mechanical Study.  
J Orthop Trauma, 2010, 24, 7, 420-425.
284. Celestre P., *et al.*  
Biomechanical Evaluation of Clavicle Fracture Plating Techniques: Does a Locking Plate Provide Improved Stability?  
J Orthop Trauma, 2008, 22, 4, 241-247.
285. Florin M., *et al.*  
Assessment of Stiffness and Strength of 4 Different Implants Available for Equine Fracture Treatment: a Study on a 20 Degrees Oblique Long-bone Fracture Model Using a Bone Substitute.  
Vet Surg, 2005, 34, 3, 231-238.
286. Gajendran V.K., *et al.*  
Biomechanical Comparison of Double-row Locking Plates versus Single- and Double-row Non-locking Plates in a Comminuted Metacarpal Fracture Model.  
J Hand Surg Am, 2009, 34A, 10, 1851-1858.
287. Amato N.S., *et al.*  
Ex Vivo Biomechanical Comparison of the 2.4 mm UniLOCK® Reconstruction Plate Using 2.4 mm Locking Versus Standard Screws for Fixation of Acetabular Osteotomy in Dogs.  
Vet Surg, 2008, 37, 8, 741-748.
288. Miclau T., *et al.*  
A Mechanical Comparison of the Dynamic Compression Plate, Limited Contact-Dynamic Compression Plate, and Point Contact Fixator.  
J Orthop Trauma, 1995, 9, 1, 17-22.
289. Tejwani N.C., *et al.*  
Fixation of Extra-articular Distal Humerus Fractures using one Locking Plate versus two Reconstruction Plates: a Laboratory Study.  
J Trauma, 2009, 66, 3, 795-799.
290. Demirhan M., *et al.*  
Biomechanical Comparison of Fixation Techniques in Midshaft Clavicular Fractures.  
J Orthop Trauma, 2011, 25, 5, 272-278.

291. Sikes J.W., Jr., *et al.*  
Comparison of Fixation Strengths of Locking Head and Conventional Screws, in Fracture and Reconstruction Models.  
J Oral Maxillofac Surg, 1998, 56, 4, 468-473.
292. Lill H., *et al.*  
Proximal Humeral Fractures: How Stiff Should an Implant be? A Comparative Mechanical Study with New Implants in Human Specimens.  
Arch Orthop Traum Su, 2003, 123, 2-3, 74-81.
293. Sod G.A., *et al.*  
In vitro Biomechanical Comparison of Locking Compression Plate Fixation and Limited-contact Dynamic Compression Plate Fixation of Osteotomized Equine Third Metacarpal Bones.  
Vet Surg, 2008, 37, 3, 283-288.
294. Gardner M.J., *et al.*  
The Mechanical Behavior of Locking Compression Plates Compared with Dynamic Compression Plates in a Cadaver Radius Model.  
J Orthop Trauma, 2005, 19, 9, 597-603.
295. Capo J.T., *et al.*  
Biomechanical Stability of Four Fixation Constructs for Distal Radius Fractures.  
Hand (N Y), 2009, 4, 3, 272-278.
296. Xiong Y., *et al.*  
Comparison of a New Minimum Contact Locking Plate and the Limited Contact Dynamic Compression Plate in an Osteoporotic Fracture Model.  
Int Orthop, 2009, 33, 5, 1415-1419.
297. Drosdoweck D.S., *et al.*  
Biomechanical Analysis of Fixation of Middle Third Fractures of the Clavicle.  
J Orthop Trauma, 2011, 25, 1, 39-43.
298. Siffri P.C., *et al.*  
Biomechanical Analysis of Blade Plate versus Locking Plate Fixation for a Proximal Humerus Fracture: Comparison using Cadaveric and Synthetic humeri.  
J Orthop Trauma, 2006, 20, 8, 547-554.
299. Ahern B.J., *et al.*  
In vitro Biomechanical Comparison of a 4.5 mm Narrow Locking Compression Plate Construct versus a 4.5 mm Limited Contact Dynamic Compression Plate Construct for Arthrodesis of the Equine Proximal Interphalangeal Joint.  
Vet Surg, 2013, 42, 3, 335-339.
300. Ochman S., *et al.*  
Comparison Between Locking and Non-Locking Plates for Fixation of Metacarpal Fractures in an Animal Model.  
J Hand Surg Am, 2010, 35A, 4, 597-603.
301. Chiodo T.A., *et al.*  
Failure Strength of 2.0 Locking versus 2.0 Conventional Synthes Mandibular Plates: A Laboratory Model.  
J Oral Maxillofac Surg, 2006, 64, 10, 1475-1479.
302. Xiong Y., *et al.*  
Comparison of Interface Contact Profiles of a New Minimum Contact Locking Compression Plate and the Limited Contact Dynamic Compression Plate.  
Int Orthop, 2010, 34, 5, 715-718.

303. Fulkerson E., *et al.*  
Fixation of Diaphyseal Fractures with a Segmental Defect: a Biomechanical Comparison of Locked and Conventional Plating Techniques.  
J Trauma, 2006, 60, 4, 830-835.
304. Yanez A., Carta J.A. and Garces G.  
Biomechanical Evaluation of a New System to Improve Screw Fixation in Osteoporotic Bones.  
Med Eng Phys, 2010, 32, 5, 532-541.
305. Zehnder S., Bledsoe J.G. and Puryear A.  
The Effects of Screw Orientation in Severely Osteoporotic Bone: a Comparison with Locked Plating.  
Clin Biomech, 2009, 24, 7, 589-594.
306. Walsh S., *et al.*  
Biomechanical Comparison of a Unique Locking Plate versus a Standard Plate for Internal Fixation of Proximal Humerus Fractures in a Cadaveric Model.  
Clin Biomech, 2006, 21, 10, 1027-1031.
307. Will R., *et al.*  
Locking Plates Have Increased Torsional Stiffness Compared to Standard Plates in a Segmental Defect Model of Clavicle Fracture.  
Arch Orthop Traum Su, 2011, 131, 6, 841-847.
308. Haug R.H., Street C.C. and Goltz M.  
Does Plate Adaptation Affect Stability? A Biomechanical Comparison of Locking and Nonlocking Plates.  
J Oral Maxil Surg, 2002, 60, 11, 1319-1326.
309. Burkhart K.J., *et al.*  
Stability of Radial Head and Neck Fractures: a Biomechanical Study of six Fixation Constructs with Consideration of three Locking Plates.  
J Hand Surg Am, 2007, 32, 10, 1569-1575.
310. Weinstein D.M., *et al.*  
Locking Plates Improve Torsional Resistance in the Stabilization of Three-part Proximal Humeral Fractures.  
J Shoulder Elbow Surg, 2006, 15, 2, 239-243.
311. Sod G.A., *et al.*  
A Mechanical Comparison of Equine Proximal Interphalangeal Joint Arthrodesis Techniques: an Axial Locking Compression Plate and two Abaxial Transarticular Cortical Screws versus an Axial Dynamic Compression Plate and two Abaxial Transarticular Cortical Screws.  
Vet Surg, 2011, 40, 5, 571-578.
312. Filipowicz D., *et al.*  
A Biomechanical Comparison of 3.5 Locking Compression Plate Fixation to 3.5 Limited Contact Dynamic Compression Plate Fixation in a Canine Cadaveric Distal Humeral Metaphyseal Gap Model.  
Vet Comp Orthop Traumatol, 2009, 22, 4, 270-277.
313. Davis C., *et al.*  
Locking Plates in Osteoporosis: a Biomechanical Cadaveric Study of Diaphyseal Humerus Fractures.  
J Orthop Trauma, 2012, 26, 4, 216-221.
314. Yoo B.J., Beingessner D.M. and Barei D.P.  
Stabilization of the Posteromedial Fragment in Bicondylar Tibial Plateau Fractures: a Mechanical Comparison of Locking and Nonlocking Single and Dual Plating Methods.  
J Trauma, 2010, 69, 1, 148-155.
315. Uhl J.M., *et al.*  
Mechanical Comparison of 3.5 mm Broad Dynamic Compression Plate, Broad Limited-Contact Dynamic Compression Plate, and Narrow Locking Compression Plate Systems Using Interfragmentary Gap Models.  
Vet Surg, 2008, 37, 7, 663-673.

316. Peindl R.D., *et al.*  
Unstable Proximal Extraarticular Tibia Fractures: a Biomechanical Evaluation of four Methods of Fixation.  
J Orthop Trauma, 2004, 18, 8, 540-545.
317. Seide K., *et al.*  
Locked vs. Unlocked Plate Osteosynthesis of the Proximal Humerus - a Biomechanical Study.  
Clin Biomech, 2007, 22, 2, 176-182.
318. Leitner M., *et al.*  
Comparison of Locking and Conventional Screws for Maintenance of Tibial Plateau Positioning and Biomechanical Stability after Locking Tibial Plateau Leveling Osteotomy Plate Fixation.  
Vet Surg, 2008, 37, 4, 357-365.
319. Redfern D.J., *et al.*  
A Biomechanical Comparison of Locking and Nonlocking Plates for the Fixation of Calcaneal Fractures.  
Foot Ankle Int, 2006, 27, 3, 196-201.
320. Richter M., *et al.*  
A Comparison of Plates with and without Locking Screws in a Calcaneal Fracture Model.  
Foot Ankle Int, 2005, 26, 4, 309-319.
321. Gondusky J.S., *et al.*  
Biomechanical Comparison of Locking versus Nonlocking Volar and Dorsal T-plates for Fixation of Dorsally Comminuted Distal Radius Fractures.  
J Orthop Trauma, 2011, 25, 1, 44-50.
322. Trease C., McIlff T. and Toby E.B.  
Locking versus Nonlocking T-plates for Dorsal and Volar Fixation of Dorsally Comminuted Distal Radius Fractures: a Biomechanical Study.  
J Hand Surg Am, 2005, 30A, 4, 756-763.
323. Liporace F.A., *et al.*  
A Biomechanical Comparison of a Dorsal 3.5-mm T-plate and a Volar Fixed-angle Plate in a Model of Dorsally Unstable Distal Radius Fractures.  
J Orthop Trauma, 2005, 19, 3, 187-191.
324. Boswell S., *et al.*  
Mechanical Characteristics of Locking and Compression Plate Constructs Applied Dorsally to Distal Radius Fractures.  
J Hand Surg Am, 2007, 32, 5, 623-629.
325. Borgeaud M., *et al.*  
Mechanical Analysis of the Bone to Plate Interface of the LC-DCP and of the PC-FIX on Human Femora.  
Injury, 2000, 31, Suppl. 3, C29-C36.
326. Higgins T.F., *et al.*  
Biomechanical Analysis of Distal Femur Fracture Fixation: Fixed-angle Screw-plate Construct versus Condylar Blade Plate.  
J Orthop Trauma, 2007, 21, 1, 43-46.
327. Zoppa A.L., *et al.*  
Arthrodesis of the Equine Proximal Interphalangeal Joint: a Biomechanical Comparison of 3-hole 4.5 mm Locking Compression Plate and 3-hole 4.5 mm Narrow Dynamic Compression Plate, with two Transarticular 5.5 mm Cortex Screws.  
Vet Surg, 2011, 40, 2, 253-259.
328. Hoenig M., *et al.*  
Extra-articular Distal Tibia Fractures: a Mechanical Evaluation of 4 Different Treatment Methods.  
J Orthop Trauma, 2010, 24, 1, 30-35.

329. Gosling T., *et al.*  
Less Invasive Stabilization of Complex Tibial Plateau Fractures: a Biomechanical Evaluation of a Unilateral Locked Screw Plate and Double Plating.  
J Orthop Trauma, 2004, 18, 8, 546-551.
330. Marti A., *et al.*  
Biomechanical Evaluation of the Less Invasive Stabilization System for the Internal Fixation of Distal Femur Fractures.  
J Orthop Trauma, 2001, 15, 7, 482-487.
331. Snow M., Thompson G. and Turner P.G.  
A Mechanical Comparison of the Locking Compression Plate (LCP) and the Low Contact-Dynamic Compression Plate (DCP) in an Osteoporotic Bone Model.  
J Orthop Trauma, 2008, 22, 2, 121-125.
332. Blake M.H., *et al.*  
Biomechanical Evaluation of a Locking and Nonlocking Reconstruction Plate in an Osteoporotic Calcaneal Fracture Model.  
Foot Ankle Int, 2011, 32, 4, 432-436.
333. Stoffel K., *et al.*  
A Comparison of Conventional versus Locking Plates in Intraarticular Calcaneus Fractures: a Biomechanical Study in Human Cadavers.  
Clin Biomech, 2007, 22, 1, 100-105.
334. Wenzl M.E., *et al.*  
Delayed and Non-union of the Humeral Diaphysis--Compression Plate or Internal Plate Fixator?  
Injury, 2004, 35, 1, 55-60.
335. Leung F. and Chow S.P.  
A Prospective, Randomized Trial Comparing the Limited Contact Dynamic Compression Plate with the Point Contact Fixator for Forearm Fractures.  
J Bone Joint Surg Am, 2003, 85A, 12, 2343-2348.
336. Pai H.T., Lee Y.S. and Cheng C.Y.  
Surgical Treatment of Midclavicular Fractures in the Elderly: a Comparison of Locking and Nonlocking Plates.  
Orthopedics, 2009, 32, 4,
337. Agarwal M., *et al.*  
Prospective Randomized Clinical Trial Comparing Bite Force in 2-mm Locking Plates versus 2-mm Standard Plates in Treatment of Mandibular Fractures.  
J Oral Maxillofac Surg, 2011, 69, 7, 1995-2000.
338. Collins C.P., *et al.*  
A Prospective Randomized Clinical Trial Comparing 2.0-mm Locking Plates to 2.0-mm Standard Plates in Treatment of Mandible Fractures.  
J Oral Maxillofac Surg, 2004, 62, 11, 1392-1395.
339. Saikia K.C., *et al.*  
Internal Fixation of Fractures of Both Bones Forearm: Comparison of Locked Compression and Limited Contact Dynamic Compression Plate.  
Indian J Orthop, 2011, 45, 5, 417-421.
340. Meena R.K., *et al.*  
A Prospective Study Comparing Locking Compression Plate with Limited Contact Dynamic Compression Plate.  
IOSR-JDMS, 2013, 3, 6, 38-43.
341. Azboy I., *et al.*  
Effectiveness of Locking versus Dynamic Compression Plates for Diaphyseal Forearm Fractures.  
Orthopedics, 2013, 36, 7, e917-922.





## Annexes

### Annexe 1 : synthèse bibliographique des comparaisons mécaniques expérimentales des plaques verrouillées

#### Flexion — modèles synthétiques d'os sains

Référence	Année	Type	Implants	Spécimens	Sollicitation	Paramètres étudiés	Résultats intéressants
VCOT (Single Cycle to Failure in Bending...) [119]	2011	<i>In vitro</i>	DCP, LC-DCP acier, LC-DCP titane, LCP, SOP, Fixin, ALPS Vis 3,5 mm bicort (2,5 N.m)	Plaques isolées avec extenseurs & Montages plaques + os synthétiques avec gap 25 mm	Flexion 4 points QS destruc à 0,1 mm/s (ASTM F382)	Raideur extrinsèque et intrinsèque Résistance (méthode 0,2% offset)	Caractéristiques similaires des plaques LC-DCP et LCP isolées & IDEM pour montages LC-DCP et LCP
VCOT (Mechanical Testing of 3,5 mm Locking...) [277]	2008	<i>In vitro</i>	LC-DCP ou LCP pour vis de 3,5 mm	Plaques isolées	Flexion 4 points QS destruc à 0,1 mm/s (ASTM F382)	Raideur extrinsèque et intrinsèque Résistance (méthode 0,2% offset)	Caractéristiques similaires des plaques LC-DCP et LCP isolées
VCOT (In vitro Biomechanical Evaluation and Comparison of a New...) [278]	2012	<i>In vitro</i>	Plaques std ou verr pour vis de 4,5 mm	Plaques isolées	Flexion 4 points QS destruc à 0,1 mm/s (ASTM F382)	Raideur extrinsèque et intrinsèque Résistance (méthode 0,2% offset)	Caractéristiques similaires des plaques std et verr isolées
IJOMS (In vitro Evaluation of Conventional and Locking...) [279]	2010	<i>In vitro</i>	Miniplaques std ou verr titane Vis 2,0 mm monocort std ou verr 3 vis/fragment ou 3 vis prox et 4 vis dist	Montages plaques + mandibules synthétiques avec ostéotomie angulaire et gap < 1 mm	Flexion 3 points	Charge pour un déplac interfrag de 4 mm	Charge montages std signif > verr
JSES (Reconstruction plates for Stabilization of Mid-shaft...) [280]	2009	<i>In vitro</i>	Plaques de reconstruction std ou verr Vis 3,5 mm bicort std ou verr 3 vis/fragment	Montages plaques + clavicules synthétiques avec ostéotomie transverse médio-diaph	Flexion en porte-à-faux QS destruc à 0,5 mm/s	Raideur extrinsèque Charge à rupture	Caractéristiques similaires des montages std et verr
VCOT (An in vitro Mechanical Comparison of Tibial...) [281]	2009	<i>In vitro</i>	Plaques TPLO std ou verr Vis 3,5 mm std ou std et verr (que sur bords du gap)	Montages plaques + blocs de polyuréthane avec gap 3 mm médio-diaph	Flexion 4 points QS destruc à 2 mm/mm	Raideur extrinsèque Charge à rupture	Raideurs similaires des montages std et verr Charges à rupture similaires des montages std et verr

BIR (Fracture Fixation with two Locking...) [138]	2012	<i>In vitro</i>	LCP avec 3 vis 3,5 mm std /fragment ou LCP avec 2 vis 3,5 mm verr (1,5 N.m) /fragment Vis bicort	Montages plaques + os synthétiques avec gap 10 mm médio-diaph	Flexion par compression excentrée dyn destruc à 0,1 Hz avec précharge de 100 N et augmentation de 50 N tous les 10 cycles	Nb de cycles à rupture Charge à rupture Déplac à rupture	Nb de cycles à rupture montages avec vis std signif > verr Autres caractéristiques similaires des montages avec vis std et verr
JSOA (Biomechanical Testing of Unstable Humeral...) [282]	2009	<i>In vitro</i>	LC-DCP ou LCP Vis 3,5 mm bicort 3 vis std /fragment ou 4 vis verr /fragment	Montages plaques + huméri synthétiques avec gap 5 mm médio-diaph	Flexion 4 points QS antéro-post et médio-lat de 4,5 N.m à 1,4 N.m/s puis flexion 4 points dyn destruc de 4,5 N.m à 1 Hz pour 1000 cycles puis flexion 4 points QS destruc	Raideur extrinsèque Charge à rupture	Caractéristiques similaires des montages LC-DCP et LCP en flexion antéro-post Raideur montages LC-DCP signif > LCP en flexion médio-lat Charge à rupture montages LC-DCP signif > LCP
JOT (Superior vs Anteroinferior Plating...) [283]	2010	<i>In vitro</i>	Plaques de reconstruction std ou verr Vis 3,5 mm bicort std ou verr (1,5 N.m) 3 vis/fragment	Montages plaques + clavicules synthétiques avec ostéotomie transverse médio-diaph	Flexion 4 points dyn de 2 mm à 3 mm/mm pour 10 cycles	Raideur intrinsèque	Raideurs similaires des montages std et verr
JOT (Are Locking Screws Advantageous...) [220]	2008	<i>In vitro</i>	LCP identiques Vis 3,5 mm bicort std ou verr 4 vis/fragment	Montages plaques + huméri synthétiques avec gap 10 mm médio-diaph	Flexion 4 points QS antéro-post et médio-lat de 500 N (12,7 N.m) à 250 N/s	Raideur extrinsèque	Raideurs similaires des montages avec vis std et verr
JOT (Biomechanical Evaluation of Clavicle Fracture...) [284]	2008	<i>In vitro</i>	Plaques std ou verr Vis 3,5 mm bicort std ou verr 4 vis/fragment (4 vis std ou 1 std pour compression et 3 verr)	Montages plaques + clavicules synthétiques avec ostéotomie transverse médio-diaph	Flexion en porte-à-faux QS destruc à 0,5 m/s	Raideur extrinsèque Charge à rupture	Raideurs et charges à rupture similaires des montages std et verr
Clin Biomech (The Commited Midshaft Clavicle Fracture...) [225]	2011	<i>In vitro</i>	Plaques identiques Vis 3,5 mm bicort std ou verr 3 vis/fragment	Montages plaques + clavicules synthétiques avec gap 10 mm médio-diaph	Flexion 4 points dyn de 75 N à 20 N/s pour 50 cycles puis flexion QS destruc à 20 N/s	Raideur extrinsèque Charge à rupture Perte d'énergie	Caractéristiques similaires des montages avec vis std et vis verr
Vet Surg (Assessment of Stiffness and Strength...) [285]	2005	<i>In vitro</i>	Plaques doubles DCP, LC-DCP, LCP Vis std (5 N.m) ou verr (5 N.m) 5 vis std bicort /fragment ou 3 vis std bicort et 2 vis verr monocort /fragment	Montages plaques + os synthétiques avec ostéotomie oblique 20° médio-diaph	Flexion 4 points QS destruc à 0,1 mm/s	Raideur extrinsèque à charge faible et élevée Charge à limite élastique et à rupture Déplac angulaire maxi	Raideur montages std signif < verr Charge à limite élastique montages std signif < verr Charge à rupture montages std signif > verr Déplac angulaire maxi montages std signif > verr
JHS (Biomechanical Comparison of Double-Row...) [286]	2009	<i>In vitro</i>	Plaques à double rangée std ou verr 3 vis bicort std ou 3 vis monocort verr /fragment	Montages plaques + métacarpes synthétiques avec gap 3 mm médio-diaph	Flexion en porte-à-faux QS destruc à 10 mm/mm	Raideur extrinsèque Charge à rupture	Raideurs similaires des montages std et verr Charge à rupture montages std signif > verr

J Trauma (A Comparative Biomechanical Evaluation of a Noncontacting Plate...) [230]	1996	<i>In vitro</i>	DCP ou NCP Vis 4,5 mm bicort std ou verr par boulons 3 vis/fragment	Montages plaques + tibias synthétiques avec ostéotomie puis gap 5 mm médio-diaph (plaques NCP à 5 ou 20 mm de l'os)	Flexion 4 points QS de 15 N.m selon 4 directions puis flexion QS destruc ant	Raideur extrinsèque avant et après gap 5 mm	Avec ostéotomie : Raideurs similaires des montages DCP et NCP à 5 mm en flexion ant et méd Raideur montages DCP signif < NCP en lat et signif > NCP en post Avec gap 5 mm : Raideurs similaires des montages DCP et NCP à 5 mm en flexion ant, post et méd Raideur montages DCP signif < NCP en lat
--	------	-----------------	--	---	---	---	--

**Flexion – os cadavériques sains**

Référence	Année	Type	Implants	Spécimens	Sollicitation	Paramètres étudiés	Résultats intéressants
Vet Surg (Ex vivo Biomechanical Comparison...) [287]	2008	<i>Ex vivo</i>	Unilock identiques Vis 2,4 mm bicort std ou monocort verr 2 vis/fragment	Montages plaques + acétabulums cadavériques canins avec ostéotomie caudale réduite par 2 broches	Compression du fémur dans acétabulum → flexion dyn de 22 à 245 N à 2 Hz pour 15000 cycles puis flexion QS destruc à 1 mm/s	Réduction fracturaire interfrag Mouvements interfrag pdt cyclage Raideur Charge à rupture	Caractéristiques similaires des montages Unilock avec vis std et vis verr
JOT (A Mechanical Comparison of the DCP...) [288]	1995	<i>Ex vivo</i>	DCP, LC-DCP, PC-Fix titane Vis 4,5 mm std ou verr 4 vis bicort prox et 3 vis bicort dist	Montages plaques + tibias cadavériques ovins avec fracture transverse médio- diaph	Flexion 4 points QS à 2 mm/mm jusqu'à écart interfrag de 3 mm puis flexion 4 points QS destruc à 2 mm/mm	Raideur extrinsèque Ecart interfrag résiduel Moment de flexion à rupture	Caractéristiques similaires des montages DCP, LC-DCP et PC-Fix
J Trauma (Fixation of Extra- articular Distal...) [289]	2009	<i>Ex vivo</i>	2 plaques de reconstruction ou 1 plaque verr 3 vis bicort 3,5 mm prox et 3 vis bicort 3,5 mm dist (std) ou 3 vis bicort 3,5 mm et 2 vis bicort 3,5 mm et 3 vis bicort 2,7 mm dist (verr)	Montages plaques + huméri cadavériques humains avec gap 10 mm supra-condylien	Flexion ant, post et latérale QS jusqu'à 120 N puis flexion post dyn jusqu'à 60 N à 3 Hz pour 4000 cycles puis flexion post QS puis flexion post QS destruc à 5 N/s	Raideur extrinsèque Ecart interfrag après cyclage Raideur extrinsèque après cyclage Charge à rupture	Raideur montages 2 plaques std signif > 1 plaque verr en flexion ant, post et latérale Ecart interfrag après cyclage similaires des montages std et verr Raideurs après cyclage similaires des montages std et verr Charges à rupture similaires des montages std et verr

JOT (Biomechanical Comparison of Fixation Techniques in Midshaft...) [290]	2011	<i>Ex vivo</i>	DCP ou LCP Vis 3,5 mm bicort std ou verr (1,5 N.m) 3 vis/fragment	Montages plaques + clavicules cadavériques humaines avec gap 5 mm médio-diaph	Flexion 3 points dyn pour 1000 cycles puis flexion QS destruc à 15 mm/mm	Raideur initiale % de la raideur initiale pdt cyclage Charge à rupture	Raideur initiale montages std signif < verr % de la raideur initiale pdt cyclage plaques std signif < verr Charge à rupture montages std signif < verr
JOT (Can Locking Screws Allow Smaller...) [231]	2011	<i>Ex vivo</i>	LCP avec 3 vis 3,5 mm std /fragment ou LCP avec 4 vis 2,7 mm verr (1,5 N.m) /fragment Vis bicort	Montages plaques + radii cadavériques humaines avec gap 5 mm médio-diaph	Flexion en porte-à-faux QS selon 4 directions de 3 N.m à 2 N/s puis flexion dyn dorso-ventrale de 0 à 3 N.m à 1 Hz pour 1000 cycles puis flexion QS destruc de 15 N.m à 1 mm/s	Raideur extrinsèque Raideur extrinsèque, angle moyen et écartement interfrag moyen pdt le cyclage Angle à rupture	Raideur montages avec vis std signif > verr Raideur montages avec vis std signif > verr pdt tout le cyclage Angle et écartement interfrag moyens montages avec vis std signif < verr Plage montages avec vis verr avant le seuil de rupture fixé Angle à rupture montages avec vis std signif < verr
JOMS (Comparison of Fixation Strengths of Locking...) [291]	1998	<i>Ex vivo</i>	Plaques identiques titane Vis bicort 2,7 mm std ou 4,0 mm verr (1 N.m) 2 ou 4 vis/fragment	Montages plaques + côtes cadavériques bovines avec ou sans gap 10 mm médio-diaph	Flexion en porte-à-faux QS de 25, 75 ou 100 N à 3 mm/mm	Raideur extrinsèque	Caractéristiques similaires des montages avec vis std et verr avec 4 vis/fragment sur gap 10 mm et 2 ou 4 vis/fragment sans gap Raideur montages avec vis std signif < verr avec 2 vis/fragment sur gap 10 mm
AOTS (Proximal Humeral Fractures: How Stiff) [292]	2003	<i>Ex vivo</i>	Plaques std ou LCP Vis monocort std ou verr	Montages plaques + huméri cadavériques humains avec gap 5 mm sous-capité	Flexion latéro-médiale par compression excentrée QS de 4 mm puis dyn pour 1000 cycles	Raideur extrinsèque Moment maxi du 1 <sup>er</sup> cycle Charge à 300 cycles Diminution de charge sur 1000 cycles	Raideurs similaires des montages std et LCP Moment maxi du 1 <sup>er</sup> cycle, charge à 300 cycles et diminution de charge sur 1000 cycles montages std signif > LCP
JOT (Are Locking Screws Advantageous...) [220]	2008	<i>Ex vivo</i>	LCP identiques Vis 3,5 mm bicort std ou verr 4 vis/fragment	Montages plaques + huméri cadavériques humains avec gap 10 mm médio-diaph	Flexion 4 points QS antéro-post et médio-lat de 500 N (12,7 N.m) à 250 N/s	Raideur extrinsèque	Raideurs similaires des montages avec vis std et verr
JOT (Distal Femoral Fixation: A Biomechanical Comparison...) [233]	1997	<i>Ex vivo</i>	Plaque de soutien std ou verr 4 vis 6,5 mm std ou 4,5 mm verr par boulons prox et 3 vis 4,5 mm std dist	Montages plaques + fémurs cadavériques humains avec gap 10 mm supra-condylien	Flexion/torsion QS de 500 N puis compression dyn de 1000 N à 3 Hz pour 10 <sup>5</sup> cycles puis flexion/torsion QS	Raideur extrinsèque pré- et post-cyclage	Raideurs extrinsèques pré- et post-cyclage similaires des montages std et verr

Vet Surg (In vitro Biomechanical Comparison of Locking...) [293]	2008	<i>Ex vivo</i>	LC-DCP ou LCP Vis bicort 2 vis 5.0 mm verr (4 N.m) et 1 vis 4.5 mm std et 1 vis 5.5 mm std pour compression interfrag ou 2 vis 5.5 mm std et 2 vis 4.5 mm std /fragment (4.2 N.m pour vis std)	Montages plaques + radii métacarpiens équinaux avec ostéotomie transverse médio-diaph	Flexion 4 points QS destruct à 6 mm/s & Flex 4 points dyn destruct de 0 à 7,5 kN à 6 Hz	Raideur extrinsèque Charge et moment à limite élastique et à rupture Nb de cycles à rupture montages LC-DCP signif < LCP	Raideur extrinsèque, charge et moment à limite élastique et à rupture montages LC-DCP signif < LCP Nb de cycles à rupture montages LC-DCP signif < LCP
JOT (The Mechanical Behavior of Locking Comp...) [294]	2005	<i>Ex vivo</i>	LC-DCP ou LCP Vis 3,5 mm bicort std ou verr (1,5 N.m) 3 vis/fragment	Montages plaques + radii cadavériques humains avec gap 5 mm médio-diaph	Flexion dyn destruct antéro-post de 250 N et médio-lat de 500 N à 4 Hz pour 10 <sup>5</sup> cycles	Raideur extrinsèque normalisée par celle avant gap Déplac interfrag Survie en N.cycles	Raideurs similaires des montages LC-DCP et LCP Déplac interfrag et survies similaires des montages LCP et LC-DCP
Hand (Biomechanical Stability of Four...) [295]	2009	<i>Ex vivo</i>	Plaques std ou verr Vis std ou verr	Montages plaques + radii cadavériques humains avec gap distal	Flexion en porte-à-faux dorso- palmaire destruct après précharge 10 N	Raideur extrinsèque Charge à rupture et pour déplac de 5 mm	Caractéristiques montages std signif < verr
Int Orthop (Comparison of a New Minimum Contact...) [296]	2009	<i>Ex vivo</i>	MC-LCP ou LC-DCP Vis 3,5 mm bicort std ou verr 3 vis/fragment	Montages plaques + radii cadavériques humains avec gap 10 mm médio-diaph	Flexion 4 points QS antéro-post et médio-lat de 150 N à 2,5 mm/s	Raideur extrinsèque	Raideur montages MC-LCP signif > LC-DCP de 21% (antéro-pos) et de 43% (médio-lat)
JOT (Biomechanical Analysis of Fixation of...) [297]	2011	<i>Ex vivo</i>	Plaques de reconstruction, DCP ou LCP Vis 3,5 mm bicort std ou verr (1,5 N.m) 3 vis/fragment	Montages plaques + clavicules cadavériques humaines avec ostéotomie transverse médio-diaph (gap 1 mm) puis gap en coin 10 mm médio-diaph	Flexion en porte-à-faux QS avant et après ostéotomie de 1 mm à 2 mm/mm puis flexion QS après gap de 1 mm à 2 mm/mm puis flexion QS destruct à 60 mm/mm	% de la raideur extrinsèque initiale après ostéotomie % de la raideur extrinsèque initiale après gap Résistance à rupture	Caractéristiques similaires des montages plaques recons, DCP et LCP % de la raideur initiale après gap et résistance à rupture montages plaques recons signif < DCP et LCP
JOT (Biomechanical Analysis of Blade Plate Versus...) [298]	2006	<i>Ex vivo</i>	Plaques coudées std ou plaques LCP 1 vis 4.0 mm à os spongieux std et 1 vis 3,5 mm bicort std ou 6 vis 3,5 mm monocort verr prox et 3 vis 3,5 mm bicort std dist	Montages plaques + huméri cadavériques humains avec ostéotomie oblique 10° sous-capitée	Flexion en porte-à-faux dyn de 0 à 7,5 N.m pour 10 <sup>5</sup> cycles	Déplac vertical aux pics de force	Caractéristiques similaires des montages std et LCP
JOT (A Biomechanical Evaluation of Methods of Distal...) [219]	2004	<i>Ex vivo</i>	Plaques de reconstruction latérales et plaques de reconstruction std ou LCP titane médiales 3 vis 3,5 mm bicort std ou verr / fragment	Montages plaques + huméri cadavériques humains avec gap 10 mm supra-condylien	Flexion 4 points ant et post QS de 4,5 N.m puis flexion post dyn de 4,5 N.m à 1 Hz pour 4000 cycles puis flexion QS destruct	Raideur extrinsèque Amplitude déplac déform angulaire	Caractéristiques similaires des montages std et LCP
VCOT (In vitro Biomechanical Comparison of Limited...) [218]	2005	<i>Ex vivo</i>	LC-DCP ou LCP Vis 3,5 mm bicort std ou verr 3 vis/fragment	Montages plaques + fémurs cadavériques humains avec gap 20 mm médio-diaph	Flexion 4 points QS selon 4 directions de 50 à 250 N à 100 N/s	Raideur intrinsèque  Raideur locale	Raideurs et raideurs locales similaires des montages LC- DCP et LCP Raideur locale montages LC- DCP signif < LCP pour flexion latéro-méd

Vet Surg (In vitro Biomechanical Comparison of a 4.5 mm...) [299]	2013	<i>Ex vivo</i>	2 vis transarticulaires 5,5 mm (5 N.m) et LC-DCP ou LCP Vis bicort 2 vis 5,5 mm std (5 N.m) ou 1 vis 5,5 std et 1 vis 5,0 mm verr (4 N.m) prox et 1 vis 5,5 std ou 1 vis 5,0 mm verr dist	Montages plaques + articulations interphalangiennes proximales (P1-P2) cadavériques équines	Flexion 4 points dyn de 250 à 1000 N à 1 Hz pour 3600 cycles puis flexion QS destruc à 5 mm/s	Déplacement cyclage Raideur Moment à rupture	pdt Déplacement Raideur Moment à rupture	Déplacement montages LC-DCP signif > LCP Raideur montages LC-DCP signif < LCP Moments à rupture similaires des montages LC-DCP et LCP
JHS (Comparison Between Locking and...) [300]	2010	<i>Ex vivo</i>	Plaques std ou verr titane Vis 2,3 mm std ou verr et monocort ou bicort 2 vis/fragment	Montages plaques + métacarpes cadavériques porcins	Flexion en porte-à-faux QS destruc à 100 mm/mm	Raideur extrinsèque Résistance à rupture	Raideur extrinsèque Résistance à rupture	Raideur et résistance montages avec vis monocort std signif < monocort verr Caractéristiques similaires des montages avec vis bicort std et verr
JOMS (Failure Strength of 2.0 Locking...) [301]	2006	<i>Ex vivo</i>	Miniplaques std ou verr titane Vis 2,0 mm monocort std ou verr 2 vis/fragment	Montages plaques + côtes cadavériques bovines avec ostéotomie médiane	Flexion 4 points QS destruc à 45 mm/mm	Raideur Charge à rupture	Raideur Charge à rupture	Caractéristiques similaires des montages std et verr
Keio J Med (Principle and Stability of Locking Plates) [232]	2003	<i>Ex vivo</i>	Miniplaques std ou verr titane Vis 2,0 mm monocort std ou verr 2 vis/fragment	Montages plaques + mandibules cadavériques humaines avec ostéotomie angulaire et gap < 1 mm	Flexion 3 points QS à 20, 35, 50 et 65 N effectuée selon 9 positions	Mesure de l'écart et de torsion interfraz après ostéotomie Déformation en 3 zones du gap pdt flexion	Ecart et torsion interfraz montages std signif > verr Déformation montages std signif > verr	
Bull NYU (Locked versus Unlocked Plating...) [172]	2008	<i>Ex vivo</i>	LCP identiques Vis 3,5 mm bicort std ou verr 2 vis/fragment	Montages plaques + ulnae cadavériques humains avec gap 10 mm médio-diaph	Flexion 4 points QS destruc	Raideur extrinsèque Résistance à limite élastique	Raideur extrinsèque Résistance à limite élastique	Caractéristiques similaires des montages avec vis std et verr
Int Orthop (Comparison of interface Contact Profiles...) [302]	2010	<i>Ex vivo</i>	MC-LCP ou LC-DCP Vis 3,5 mm bicort std ou verr 3 vis/fragment	Montages plaques + tibias cadavériques ovins avec ostéotomie médio-diaph	Flexion QS	Raideur extrinsèque	Raideur extrinsèque	Raideurs similaires des montages LC-DCP et MC-LCP
VCOT (In vitro Biomechanical Evaluation and Comparison of a New...) [278]	2012	<i>Ex vivo</i>	Plaques std ou verr Vis 5,5 mm bicort std (4,5 N.m) ou verr (4,5 N.m) 4 vis std/fragment ou 1 vis std et 3 vis verr/fragment	Montages plaques + métacarpiens cadavériques équins avec gap 10 mm médio-diaph	Flexion 4 points QS destruc à 6 mm/s & Flexion 4 points dyn destruc de 0 à 1000 N à 4 Hz pour 136800 cycles	Raideur extrinsèque Charge et moment à limite élastique et à rupture Nb de cycles à rupture	Raideur extrinsèque Charge et moment à limite élastique et à rupture Nb de cycles à rupture	Raideur montages std signif < verr Autres caractéristiques similaires des plaques std et verr isolées

### Flexion – modèles synthétiques d'os ostéoporotiques

Référence	Année	Type	Implants	Spécimens	Sollicitation	Paramètres étudiés	Résultats intéressants
Clin Biomech (Relative Stability...) [227]	2009	<i>In vitro</i>	Plaques std ou verr titane avec trous en même position Vis 4,5 mm bicort (2,8 N.m std ou 4 N.m verr) 3 vis sur fragment d'intérêt	Montages plaques + fémurs synthétiques ostéoporotiques avec gap 10 mm médio-diaph (plaques verr à 1 mm de l'os)	Flexion 4 points dyn destruct à 2 Hz avec précharge de 1 N.m et augmentation de 1 N.m tous les 100 cycles	Raideur initiale Résistance (collapsus du site d'ostéotomie de 1 mm = rupture)	Raideur montages verr signif < std de 20% Résistance montages verr signif < std de 14%
J Trauma (Fixation of Diaphyseal Fractures...) [303]	2006	<i>In vitro</i>	LCP identiques Vis 3,5 mm std ou verr Vis bicort ou monocort 3 vis/fragment	Montages plaques + ulnae synthétiques ostéoporotiques avec gap 10 mm médio-diaph (plaques LCP à 1 ou 2 mm de l'os)	Flexion en porte-à-faux dyn destruct de 50 N à 2 Hz pour 30000 cycles Avec ou sans compression dyn de 100 à 500 N préalable	Nb de cycles à rupture	Sans compression dyn préalable : absence de rupture avec vis verr, ruptures avec vis std Avec compression dyn préalable : nb de cycles à rupture montages avec vis std bicort signif < verr bicort
BJR (Fracture Fixation with two Locking...) [138]	2012	<i>In vitro</i>	LCP avec 3 vis 3,5 mm std /fragment ou LCP avec 2 vis 3,5 mm verr (1,5 N.m) /fragment Vis bicort	Montages plaques + os synthétiques ostéoporotiques avec gap 10 mm médio-diaph	Flexion par compression excentrée dyn destruct à 0,1 Hz avec précharge de 100 N et augmentation de 50 N tous les 10 cycles	Nb de cycles à rupture Charge à rupture Déplac à rupture	Déplac à rupture montages avec vis std signif > verr Autres caractéristiques similaires des montages avec vis std et verr
JBJS Am (A Nonlocking End Screw Decrease...) [226]	2009	<i>In vitro</i>	Plaques std ou verr titane avec trous en même position Vis 4,5 mm bicort (2,8 N.m std ou 4 N.m verr) 3 vis sur fragment d'intérêt	Montages plaques + fémurs synthétiques ostéoporotiques avec gap 10 mm médio-diaph	Flexion 4 points dyn destruct à 2 Hz avec précharge de 1 N.m et augmentation de 1 N.m tous les 100 cycles	Résistance (collapsus du site d'ostéotomie de 1 mm = rupture)	Résistance montages verr signif < std de 22%
Med Eng Phys (Biomechanical Evaluation of a New System...) [304]	2010	<i>In vitro</i>	DCP, LCP titane Vis 4,5 mm bicort std (0,3 N.m) ou verr (4 N.m) 3 vis/fragment	Montages plaques + os synthétiques ostéoporotiques avec gap 10 mm médio-diaph	Flexion en porte-à-faux dyn de 0 à 70 N à 2 Hz pour 30000 cycles	Raideur extrinsèque initiale Perte de raideur pdt cyclage	Raideur initiale montages DCP signif > LCP Rupture tous montages DCP avant fin cyclage
Clin Biomech (The Effects of Screw Orientation...) [305]	2009	<i>In vitro</i>	DCP ou LCP Vis 3,5 mm std ou verr 2 vis sur 1 seul fragment	Montages plaques + os synthétiques ostéoporotiques	Flexion en porte-à-faux QS destruct à 1 mm/s	Raideur extrinsèque Charge maxi Charge à rupture	Raideurs et charges à rupture similaires des montages DCP et LCP Charge maxi montages DCP signif < LCP

### Flexion – os cadavériques ostéoporotiques

Référence	Année	Type	Implants	Spécimens	Sollicitation	Paramètres étudiés	Résultats intéressants
Clin Biomech (Biomechanical Comparison of a Unique Locking...) [306]	2006	<i>Ex vivo</i>	Plaques std ou LCP Vis 3,5 mm std ou verr 6 vis bicort prox et 2 vis bicort dist	Montages plaques + os cadavériques humaines âgés avec gap 7 mm sous-trochantérien	Traction de coiffe des rotateurs → flexion QS destruct à 0,5 mm/s	Charge à rupture	Caractéristiques similaires des montages std et LCP

### Torsion – modèles synthétiques d’os sains

Référence	Année	Type	Implants	Spécimens	Sollicitation	Paramètres étudiés	Résultats intéressants
VCOT (Single Cycle to Failure in Torsion...) [120]	2011	<i>In vitro</i>	DCP, LC-DCP acier, LC-DCP titane, LCP, SOP, Fixin, ALPS Vis 3,5 mm bicort (2,5 N.m)	Montages plaques + os synthétiques avec gap 25 mm médio-diaph	Torsion QS destruct à 1°/s	Raideur extrinsèque Couple et angle à limite élastique (méthode 0,2% offset)	Caractéristiques similaires des montages LC-DCP et LCP
Injury (Biomechanical Testing of the Locking Compression Plate...) [178]	2007	<i>In vitro</i>	DCP ou LCP Vis 4,5 mm std ou 5,0 mm verr bicort (4 N.m) 3 vis/fragment	Montages plaques + os synthétiques avec gap 10 mm médio-diaph	Torsion QS destruct avec augmentation de 5 N.m & Torsion dyn de 0 à 5 N.m	Raideur extrinsèque Charge à rupture	Caractéristiques similaires des montages DCP et LCP
JSES (Reconstruction plates for Stabilization of Mid-shaft...) [280]	2009	<i>In vitro</i>	Plaques de reconstruction std ou verr Vis 3,5 mm bicort std ou verr 3 vis/fragment	Montages plaques + clavicules synthétiques avec ostéotomie transverse médio-diaph	Torsion dyn de $\pm 5^\circ$ à 0,5°/s pour 100 cycles	Raideur extrinsèque	Caractéristiques similaires des montages std et verr
AOTS (Locking Plates Have Increased Torsional Stiffness...) [307]	2011	<i>In vitro</i>	LC-DCP ou LCP Vis 3,5 mm std ou verr 3 vis/fragment	Montages plaques + clavicules synthétiques avec gap 4,3 mm (std) ou 1,6 mm (verr) médio-diaph	Torsion QS destruct de 80% du couple à rupture à 0,8°/s selon 2 directions	Raideur extrinsèque Couple à rupture Déplac angulaire à rupture	Raideur initiale montages LC-DCP signif < LCP de 20% Couple à rupture similaire pour LC-DCP et LCP Déplac angulaire à rupture montages LC-DCP > LCP



JOT (Biomechanical Considerations in Plate...) [250]	2007	<i>In vitro</i>	Plaques std ou verr Vis bicort std ou verr 2 vis/fragment	Montages plaques + os synthétiques avec gap 8 mm médio-diaph	Torsion dyn de 1 N.m avec augmentation de 0,1 N.m/cycle à 1,9°/mm puis torsion QS destruc à 2°/s	Raideur extrinsèque  Déplac angulaire interfrag à l'opposé de la plaque Couple à rupture	Raideur montages std signif > verr (verr = 32% std) Déplac angulaires similaires des montages std et verr Couples à rupture similaires des montages std et verr
BJR (Fracture Fixation with two Locking...) [138]	2012	<i>In vitro</i>	LCP avec 3 vis 3,5 mm std /fragment ou LCP avec 2 vis 3,5 mm verr (1,5 N.m) /fragment Vis bicort	Montages plaques + os synthétiques avec gap 10 mm médio-diaph	Torsion QS destruc à 10 °/mm avec précharge axiale de 100 N	Raideur extrinsèque Déplac angulaire pour offset 2° et à rupture Couple pour offset 2° et à rupture	Raideur et couple pour offset 2° montages avec vis std signif > verr Autres caractéristiques similaires des montages avec vis std et verr
JSOA (Biomechanical Testing of Unstable Humeral...) [282]	2009	<i>In vitro</i>	LC-DCP ou LCP Vis 3,5 mm bicort 3 vis std /fragment ou 4 vis verr /fragment	Montages plaques + huméri synthétiques avec gap 5 mm médio-diaph	Torsion QS de 15° à 3°/s	Charge à rupture	Raideur montages LC- DCP signif > LCP
JOT (Superior vs Anteriorinferior Plating...) [283]	2010	<i>In vitro</i>	Plaques de reconstruction std ou verr Vis 3,5 mm bicort std ou verr (1,5 N.m) 3 vis/fragment	Montages plaques + clavicules synthétiques avec ostéotomie transverse médio-diaph	Torsion dyn de 10° à 0,25 Hz pour 10 cycles	Raideur intrinsèque	Raideurs similaires des montages std et verr
JOT (Are Locking Screws Advantageous...) [220]	2008	<i>In vitro</i>	LCP identiques Vis 3,5 mm bicort std ou verr 4 vis/fragment	Montages plaques + huméri synthétiques avec gap 10 mm médio-diaph	Torsion QS de 15 N.m à 7,5 N.m/s	Raideur extrinsèque	Raideurs similaires des montages avec vis std et verr
JOT (Biomechanical Evaluation of Clavicle Fracture...) [284]	2008	<i>In vitro</i>	Plaques std ou verr Vis 3,5 mm bicort std ou verr 4 vis/fragment (4 vis std ou 1 std pour compression et 3 verr)	Montages plaques + clavicules synthétiques avec ostéotomie transverse médio-diaph	Torsion dyn de ±5° à 0,5°/s pour 100 cycles	Raideur extrinsèque	Raideurs similaires des montages std et verr
JOT (Biomechanical Analysis of Blade Plate Versus...) [298]	2006	<i>In vitro</i>	Plaques coudées std ou plaques LCP 1 vis 4,0 mm à os spongieux std et 1 vis 3,5 mm bicort std ou 6 vis 3,5 mm monocort verr prox et 3 vis 3,5 mm bicort std dist	Montages plaques + métacarpes synthétiques avec gap 3 mm médio-diaph	Torsion dyn de ±2 N.m pour 5000 cycles	Déplac angulaire aux pics de force	Caractéristiques similaires des montages std et LCP
JHS (Biomechanical Comparison of Double- Row...) [286]	2009	<i>In vitro</i>	Plaques à double rangée std ou verr 3 vis bicort std ou 3 vis monocort verr /fragment	Montages plaques + mandibules synthétiques avec ostéotomie angulaire (plaques std et verr à 0, 1 ou 2 mm de l'os)	Torsion QS destruc à 2°/s	Raideur extrinsèque Couple à rupture	Raideurs et couples à rupture similaires des montages std et verr
JOMS (Does Plate Adaptation Affect Stability...) [308]	2002	<i>In vitro</i>	Miniplaques std ou verr titane Vis std ou verr Vis monocort 2,0 mm ou bicort 2,4 mm 3 vis/fragment	Montages plaques + mandibules synthétiques avec ostéotomie angulaire (plaques std et verr à 0, 1 ou 2 mm de l'os)	Torsion-compression destruc QS	Raideur extrinsèque Charge et déplacement à limite élastique	Caractéristiques similaires des montages std et verr

J Trauma (A Comparative Biomechanical Evaluation of a Noncontacting Plate...) [230]	1996	<i>In vitro</i>	DCP ou NCP Vis 4,5 mm bicort std ou verr par boulons 3 vis/fragment	Montages plaques + tibias synthétiques avec ostéotomie puis gap 5 mm médio-diaph (plaques NCP à 5 ou 20 mm de l'os)	Torsion QS de 5 N.m	Raideur extrinsèque avant et après gap 5 mm	Avec ostéotomie : Raideurs similaires des montages DCP et NCP à 5 mm Avec gap 5 mm : Raideur montages DCP signif > NCP
--	------	-----------------	--	--	---------------------	--	--

### Torsion – os cadavériques sains

Référence	Année	Type	Implants	Spécimens	Sollicitation	Paramètres étudiés	Résultats intéressants
JOT (A Mechanical Comparison of the DCP...) [288]	1995	<i>Ex vivo</i>	DCP, LC-DCP, PC-Fix titane Vis 4,5 mm std ou verr 4 vis bicort prox et 3 vis bicort dist	Montages plaques + tibias cadavériques ovins avec fracture transverse médio- diaph	Torsion QS destruc à 25 mm/mm	Couple à rupture	Caractéristiques similaires des montages DCP, LC-DCP et PC-Fix
J Trauma (Fixation of Extra- articular Distal...) [289]	2009	<i>Ex vivo</i>	2 plaques de reconstruction ou 1 plaque verr 3 vis bicort 3,5 mm prox et 3 vis bicort 3,5 mm dist (std) ou 3 vis bicort 3,5 mm et 2 vis bicort 3,5 mm et 3 vis bicort 2,7 mm dist (verr)	Montages plaques + huméri cadavériques humains avec gap 10 mm supra-condylien	Torsion QS non destruc jusqu'à 9 N.m	Raideur extrinsèque	Caractéristiques similaires des montages std et verr
JOT (Biomechanical Comparison of Fixation Techniques in Midshaft...) [290]	2011	<i>Ex vivo</i>	LCP ou DCP Vis 3,5 mm bicort std ou verr (1,5 N.m) 3 vis/fragment	Montages plaques + clavicules cadavériques humaines avec gap 5 mm médio-diaph	Torsion dyn pour 1000 cycles puis flexion destruc à 15 °/mm	Raideur extrinsèque initiale % de la raideur initiale pdt cyclage Couple à rupture	Raideur initiale montages std signif < verr % de la raideur initiale pdt cyclage plaques std signif < verr Couple à rupture montages std signif < verr
JOT (Can Locking Screws Allow Smaller...) [231]	2011	<i>Ex vivo</i>	LCP avec 3 vis 3,5 mm std /fragment ou LCP avec 4 vis 2,7 mm verr (1,5 N.m) /fragment Vis bicort	Montages plaques + radii cadavériques humaines avec gap 5 mm médio-diaph	Torsion QS de 0 à 2 N.m selon 2 directions à 0,5°/s	Raideur extrinsèque	Raideur montages avec vis std signif > verr
JHS (Stability of Radial Head and Neck Fractures...) [309]	2007	<i>Ex vivo</i>	3 plaques std ou 3 plaques verr Vis 2,0 ou 2,4 mm 3 vis std bicort ou 3-4 vis verr bicort prox et 4 vis std bicort dist	Montages plaques + radii cadavériques humaines avec gap 2,7 mm proximal	Torsion dyn de 1 N.m à 0,2 N.m/s = 0,1 Hz pour 8 cycles avec précharge 0,3 N.m	Raideur extrinsèque et perte de raideur	Certains montages verr signif + raides que std, mais d'autres montages verr signif – raides que std...

JOT (Biomechanical Considerations Plate...) [250]	2007	<i>Ex vivo</i>	Plaques std ou verr 4 vis bicort prox std ou verr 5 vis monocort std ou verr	Montages plaques + fémurs cadavériques humains avec gap 20 mm supra-condylien	Torsion dyn de 1 N.m avec augmentation de 0,1 N.m/cycle à 1,9°/mm puis torsion QS destruct à 2°/s	Raideur extrinsèque  Déplac angulaire interfrag à l'opposé de la plaque Couple à rupture	Raideur montages std signif > verr (std = 163% verr) Déplac angulaire montages std signif < verr (std = 51% verr) Couples à rupture similaires des montages std et verr
AOTS (Proximal Fractures: How Stiff) [292]	2003	<i>Ex vivo</i>	Plaques std ou LCP Vis monocort std ou verr	Montages plaques + huméri cadavériques humains avec gap 5 mm sous-capité	Torsion QS de 4°	Raideur extrinsèque	Raideur montages std signif > LCP
JOT (Are Locking Screws Advantageous...) [220]	2008	<i>Ex vivo</i>	LCP identiques Vis 3,5 mm bicort std ou verr 4 vis/fragment	Montages plaques +huméri cadavériques humains avec gap 10 mm médio-diaph	Torsion QS de 15 N.m à 7,5 N.m/s	Raideur extrinsèque	Raideurs similaires des montages avec vis std et verr
JSES Locking Plates Improve Torsional Resistance...) [310]	2006	<i>Ex vivo</i>	Plaques coudées std ou plaques LCP 2 vis monocort 4,0 mm std ou 6 vis 3,5 mm verr prox et 3 vis 3,5 mm bicort std ou verr dist	Montages plaques +huméri cadavériques humains avec ostéotomies sous-capité et trochantérienne et gap minime	Torsion QS de 0 à 5 N.m à 0,5°/s puis torsion dyn de 0 à 5 N à 0,5 Hz pour 10 <sup>5</sup> cycles	Raideur extrinsèque  Nb de cycles à rupture Déplac angulaire maxi	Raideur montages std signif < LCP Rupture pour 4/6 montages std et aucune pour verr Déplac angulaire maxi montages std signif > LCP
Vet Surg (In vitro Biomechanical Comparison of Locking...) [293]	2008	<i>Ex vivo</i>	LC-DCP ou LCP Vis bicort 2 vis 5,0 mm verr (4 N.m) et 1 vis 4,5 mm std et 1 vis 5,5 mm std pour compression interfrag ou 2 vis 5,5 mm std et 2 vis 4,5 mm std /fragment (4,2 N.m pour vis std)	Montages plaques +radii métacarpiens 3 cadavériques équins avec ostéotomie transverse médio-diaph	Torsion QS destruct de 0,873 rad à 0,17 rad/s	Raideur extrinsèque Couple à limite élastique	Raideur extrinsèque et couple à limite élastique montages LC-DCP signif < LCP
JOT (The Mechanical Behavior of Locking Comp...) [294]	2005	<i>Ex vivo</i>	LC-DCP ou LCP Vis 3,5 mm bicort std ou verr (1,5 N.m) 3 vis/fragment	Montages plaques +radii cadavériques humains avec gap 5 mm médio-diaph	Torsion dyn destruct de 0,5 N.m à 0,5 Hz pour 2000 cycles	Raideur extrinsèque normalisée par celle avant gap Déplac interfrag Survie en N cycles	Raideurs similaires des montages LC-DCP et LCP Déplac interfrag montages LC-DCP signif < LCP Survie montages LCP signif > de 60% LC-DCP
Int Orthop (Comparison of a New Minimum Contact...) [296]	2009	<i>Ex vivo</i>	MC-LCP ou LC-DCP Vis 3,5 mm bicort std ou verr 3 vis/fragment	Montages plaques + radii cadavériques humains avec gap 10 mm médio-diaph	Torsion QS de 10 N.m à 5°/s	Raideur extrinsèque  Résistance	Raideur montages MC-LCP signif > LC-DCP de 52% Résistances similaires des montages MC-LCP et LC- DCP
VCOT (The Effect of the Combination of Locking...) [224]	2010	<i>Ex vivo</i>	LCP identiques Vis 3,5 mm bicort std ou verr 3 vis/fragment	Montages plaques +fémurs cadavériques canins avec ostéotomie transverse médio- diaph	Torsion QS destruct à 0,5°/s	Raideur extrinsèque  Couple et angle à rupture et à rupture clinique (5° de déplac angulaire)	Raideurs similaires des montages avec vis std et verr Couple, angle et travail à rupture et à rupture clinique montages avec vis std signif < verr

JOT (Biomechanical Analysis of Fixation of...) [297]	2011	<i>Ex vivo</i>	Plaques de reconstruction, DCP ou LCP Vis 3,5 mm bicort std ou verr (1,5 N.m) 3 vis/fragment	Montages plaques + clavicales cadavériques humaines avec ostéotomie transverse médio-diaph (gap 1 mm) puis gap en coin 10 mm médio-diaph	Torsion QS avant et après ostéotomie de 1° à 2°/mm puis torsion QS après gap de 1° à 2°/mm	% de la raideur extrinsèque initiale après ostéotomie % de la raideur extrinsèque initiale après gap	Caractéristiques similaires des montages plaques recon, DCP et LCP Caractéristiques similaires des montages plaques recon, DCP et LCP
JOT (Biomechanical Analysis of Blade Plate Versus...) [298]	2006	<i>Ex vivo</i>	Plaques coudées std ou plaques LCP 1 vis 4,0 mm à os spongieux std et 1 vis 3,5 mm bicort std ou 6 vis 3,5 mm monocort verr prox et 3 vis 3,5 mm bicort std dist	Montages plaques +huméri cadavériques humains avec ostéotomie oblique 10° sous-capitée	Torsion dyn de $\pm 2$ N.m pour 5000 cycles	Déplac angulaire aux ptes de force	Déplac angulaire montages std signif > LCP
JOT (A Biomechanical Evaluation of Methods of Distal...) [219]	2004	<i>Ex vivo</i>	Plaques de reconstruction latérales et plaques de reconstruction std ou LCP titane médiales 3 vis 3,5 mm bicort std ou verr / fragment	Montages plaques +huméri cadavériques humains avec gap 10 mm supra-condylien	Torsion QS de $\pm 1,6$ N.m	Raideur extrinsèque	Raideurs similaires des montages std et LCP
VCOT (In vitro Biomechanical Comparison of Limited...) [218]	2005	<i>Ex vivo</i>	LC-DCP ou LCP Vis 3,5 mm bicort std ou verr 3 vis/fragment	Montages plaques +fémurs cadavériques humains avec gap 20 mm médio-diaph	Torsion QS de $\pm 0,05$ à $\pm 4$ N.m puis torsion interne dyn de 0,05 à 4 N.m à 1 Hz pour 2000 cycles puis torsion interne QS destruc à 1°/s	Raideur intrinsèque Raideur locale Raideur intrinsèque pdt cyclage et perte de raideur Angle à rupture	Raideurs, raideurs locales et pertes de raideur similaires des montages LC-DCP et LCP Angle à rupture montages LC-DCP signif < LCP
Vet Surg (A Mechanical Comparison of Equine Proximal Interphalangeal...) [311]	2011	<i>Ex vivo</i>	2 vis transarticulaires 5,5 mm (4,5 N.m) et DCP ou LCP Vis bicort 2 vis 5,5 mm std (4,5 N.m) ou 1 vis 5,5 std et 1 vis 5,0 mm verr (4 N.m) prox et 1 vis 5,5 std ou 1 vis 5,0 mm verr dist	Montages plaques +articulations interphalangiennes proximales (P1-P2) cadavériques équines	Torsion QS du membre thoracique	Raideur extrinsèque et charge à limite élastique Charge à rupture	Caractéristiques montages DCP signif < LCP
VCOT (A Biomechanical Comparison of 3.5 Locking Compression...) [312]	2009	<i>Ex vivo</i>	LC-DCP ou LCP Vis 3,5 mm bicort 3 vis prox et 2 vis dist	Montages plaques +huméri cadavériques canins avec gap 20 mm diaphysaire distal	Torsion dyn de $\pm 15^\circ$ à 0,5 Hz pour 500 cycles	Raideur extrinsèque	Raideur montages LC-DCP signif > LCP
Bull NYU (Locked Unlocked Plating...) [172]	2008	<i>Ex vivo</i>	LCP identiques Vis 3,5 mm bicort std ou verr 2 vis/fragment	Montages plaques + ulnae cadavériques humains avec gap 10 mm médio-diaph	Torsion QS à 5°/s	Raideur extrinsèque	Raideurs similaires des montages avec vis std et verr
Int Orthop (Comparison of interface Profiles...) [302]	2010	<i>Ex vivo</i>	MC-LCP ou LC-DCP Vis 3,5 mm bicort std ou verr 3 vis/fragment	Montages plaques + tibias cadavériques ovins avec ostéotomie médio-diaph	Torsion QS	Raideur extrinsèque	Raideurs similaires des montages MC-LCP et LC-DCP

VCOT (In vitro Biomechanical Evaluation and Comparison of a New...) [278]	2012	<i>Ex vivo</i>	Plaques std ou verr Vis 5,5 mm bicort std (4,5 N.m) ou verr (4,5 N.m) 4 vis std/fragment ou 1 vis std et 3 vis verr/fragment	Montages plaques + métacarpiens 3 cadavériques équins avec gap 10 mm médio- diaph	Torsion QS destruc de 0,873 rad à 0,17 rad/s	Raideur extrinsèque Couple à limite élastique	Caractéristiques similaires des plaques std et verr isolées
---	------	----------------	--	--	---	--	---

### Torsion – modèles synthétiques d’os ostéoporotiques

Référence	Année	Type	Implants	Spécimens	Sollicitation	Paramètres étudiés	Résultats intéressants
Clin Biomech (Relative Stability...) [227]	2009	<i>In vitro</i>	Plaques std ou verr titane avec trous en même position Vis 4,5 mm bicort (2,8 N.m std ou 4 N.m verr) 3 vis sur fragment d'intérêt	Montages plaques + fémurs synthétiques ostéoporotiques avec gap 10 mm médio-diaph (plaques verr à 1 mm de l'os)	Torsion dyn destruc à 2 Hz avec précharge de 1 N.m et augmentation de 1 N.m tous les 100 cycles	Raideur initiale  Résistance (déformation plastique de 5° = rupture)	Raideur montages verr signif < std de 19%  Résistance montages verr signif < std de 23%
JOT (How Much do Locked Screws...) [150]	2010	<i>In vitro</i>	Plaques identiques Vis 4,5 mm bicort std ou verr (toutes 4 N.m) 3 ou 4 vis/fragment (7 montages différents)	Montages plaques + os synthétiques ostéoporotiques avec gap 5 mm médio-diaph	Torsion dyn de ±8 N.m à 4 Hz pour 10 <sup>5</sup> cycles	Raideur extrinsèque pdt le cyclage  Couple initial de retrait des vis Couple final de retrait des vis après cyclage	Caractéristiques similaires des montages si remplacement d'1 (sur 3 vis/fragment) ou 2 (sur 4 vis/fragment) vis std par 1 vis verr Raideur montages std signif < verr si remplacement de 3 vis std par vis verr (sur 4 vis/fragment) Desserrage des vis std (perte 90% du couple de serrage initial) et verr (perte 50%)
BJR (Fracture Fixation with two Locking...) [138]	2012	<i>In vitro</i>	LCP avec 3 vis 3,5 mm std /fragment ou LCP avec 2 vis 3,5 mm verr (1,5 N.m) /fragment Vis bicort	Montages plaques + os synthétiques ostéoporotiques avec gap 10 mm médio-diaph	Torsion QS destruc à 10 °/mm avec précharge axiale de 100 N	Raideur extrinsèque  Déplac angulaire pour offset 2° et à rupture  Couple pour offset 2° et à rupture	Raideurs similaires des montages avec vis std et verr Déplac angulaire et couple pour offset 2° montages avec vis std signif < verr Déplac angulaire et couple à rupture montages avec vis std signif > verr
JBJS Am Screw Decrease...) [226]	2009	<i>In vitro</i>	Plaques std ou verr titane avec trous en même position Vis 4,5 mm bicort (2,8 N.m std ou 4 N.m verr) 3 vis sur fragment d'intérêt	Montages plaques + fémurs synthétiques ostéoporotiques avec gap 10 mm médio-diaph	Torsion dyn destruc à 2 Hz avec précharge de 1 N.m et augmentation de 1 N.m tous les 100 cycles	Résistance (déformation plastique de 5° = rupture)	Résistances similaires des montages std et verr

JBJS Am (Hybrid Plating Osteoporotic...) [147]	2006	<i>In vitro</i>	LCP identiques Vis bicort 4,5 mm std (3,4 N.m) ou 5,0 mm verr (4 N.m) 3 vis/fragment	Montages plaques + os synthétiques ostéoporotiques avec gap 5 mm médio-diaph	Torsion dyn de $\pm 10$ N.m à 0,3 Hz pour 1000 cycles	Raideur extrinsèque avant, pdt et après cyclage normalisée par celle avant cyclage	Raideur normalisée montages avec vis std signif < verr avant, pdt et après cyclage
Med Eng Phys (Biomechanical Evaluation of a New System...) [304]	2010	<i>In vitro</i>	DCP, LCP titane Vis 4,5 mm bicort std (0,3 N.m) ou verr (4 N.m) 3 vis/fragment	Montages plaques + os synthétiques ostéoporotiques avec gap 10 mm médio-diaph	Torsion dyn de $\pm 1$ N.m à 2 Hz pour 10000 cycles	Raideur extrinsèque initiale Perte de raideur pdt cyclage	Raideur initiale montages DCP signif < LCP Perte de raideur montages DCP signif > LCP

### Torsion – os cadavériques ostéoporotiques

Référence	Année	Type	Implants	Spécimens	Sollicitation	Paramètres étudiés	Résultats intéressants
JFAS (Fixation of Osteoporotic Distal Fibula...) [144]	2007	<i>Ex vivo</i>	Plaque standard (3 vis bicort prox et 3 vis monocort dist) ou LCP (3 vis bicort prox et 2 vis monocort dist) Vis 3,5 mm	Montages plaques + chevilles cadavériques avec ostéotomie oblique fibulaire distale fixée par vis de traction	Torsion QS de 1 N.m à 0,1 N.m/s puis torsion dyn de $\pm 1$ N.m pour 2000 cycles puis torsion QS destruct	Raideur extrinsèque globale Raideur extrinsèque locale Couple à rupture	Caractéristiques similaires des montages std et LCP
JOT (Locking Plates in Osteoporosis...) [313]	2012	<i>Ex vivo</i>	LCP identiques Vis 4,5 mm std ou 5,0 mm verr (4N.m) bicort 4 vis/fragment	Montages plaques + huméri cadavériques avec gap 5 mm médio-diaphysaire	Torsion dyn de $\pm 10$ N.m à 0,3 Hz pour 1000 cycles	Raideur extrinsèque relative (normalisée par raideur initiale avec vis verr) Taux de rupture des montages par cyclage Durée de survie des montages	Raideur relative montages avec vis std signif < verr pdt tout le cyclage Taux de rupture montages avec vis std signif > verr Durée de survie montages avec vis std signif < verr

### Compression – modèles synthétiques d'os sains

Référence	Année	Type	Implants	Spécimens	Sollicitation	Paramètres étudiés	Résultats intéressants
Injury (Biomechanical Testing of the Locking Compression Plate...) [178]	2007	<i>In vitro</i>	DCP ou LCP Vis 4,5 mm std ou 5,0 mm verr bicort (4 N.m) 3 vis/fragment	Montages plaques + os synthétiques avec gap 10 mm médio-diaph	Compression QS destruct avec augmentation de 100 N & Compression dyn de 5 à 250 N à 5 N/s	Raideur extrinsèque Charge à rupture	Caractéristiques similaires des montages DCP et LCP

JSES (Reconstruction plates for Stabilization of Mid-shaft...) [280]	2009	<i>In vitro</i>	Plaques de reconstruction std ou verr Vis 3,5 mm bicort std ou verr 3 vis/fragment	Montages plaques + clavicules synthétiques avec ostéotomie transverse médio-diaph	Compression dyn de 10 à 500 N à 5 N/s pour 100 cycles	Raideur extrinsèque	Raideur montages std signif < verr
VCOT (An in vitro Mechanical Comparison of Tibial...) [281]	2009	<i>In vitro</i>	Plaques TPLO std ou verr Vis 3,5 mm std ou std et verr (que sur bords du gap)	Montages plaques + blocs de polyuréthane avec gap 3 mm médio-diaph	Compression QS destruct à 2 mm/mm & Compression dyn destruct de 150 N à 20 Hz pour 10 <sup>6</sup> cycles puis compression QS destruct à 2 mm/mm	Raideur extrinsèque Charge à rupture & Raideur pdt cyclage  Raideur extrinsèque et charge à rupture après cyclage	Raideurs similaires des montages std et verr Charge à rupture montages std signif < verr Raideurs montages std signif > verr pdt tout le cyclage Raideurs après cyclage similaires des montages std et verr Charge à rupture après cyclage montages std signif < verr
JOT (Biomechanical Considerations in Plate...) [250]	2007	<i>In vitro</i>	Plaques std ou verr Vis bicort std ou verr 2 vis/fragment	Montages plaques + os synthétiques avec gap 8 mm médio-diaph	Compression dyn de 1000 N avec augmentation de 30 N/cycle à 40 N/s puis compression QS destruct à 200 N/s	Raideur extrinsèque Déplac interfrag à l'opposé de la plaque  Charge à rupture	Raideurs similaires des montages std et verr Déplac montages std signif > verr (verr = 61% std)  Charges à rupture similaires des montages std et verr
JSOA (Biomechanical Testing of Unstable Humeral...) [282]	2009	<i>In vitro</i>	LC-DCP ou LCP Vis 3,5 mm bicort 3 vis std /fragment ou 4 vis verr /fragment	Montages plaques + huméri synthétiques avec gap 5 mm médio-diaph	Compression QS de 250 N à 45 N/s	Raideur extrinsèque	Caractéristiques similaires des montages LC-DCP et LCP
JBJS Am (Effects of Construct Stability...) [95]	2010	<i>In vitro</i>	Plaques verr titane Vis 4,5 mm bicort std ou verr 3 vis/fragment	Montages plaques + fémurs synthétiques avec gap 10 mm médio-diaph (plaques verr à 1 mm de l'os)	Compression QS de 400 N	Raideur extrinsèque	Raideurs similaires des montages avec vis std et vis verr
JOT (Superior vs Anterior Inferior Plating...) [283]	2010	<i>In vitro</i>	Plaques de reconstruction std ou verr Vis 3,5 mm bicort std ou verr (1,5 N.m) 3 vis/fragment	Montages plaques + clavicules synthétiques avec ostéotomie transverse médio-diaph	Compression dyn de 10 à 315 N à 0,25 Hz pour 10 cycles	Raideur intrinsèque	Raideurs similaires des montages std et verr
JOT (Are Locking Screws Advantageous...) [220]	2008	<i>In vitro</i>	LCP identiques Vis 3,5 mm bicort std ou verr 4 vis/fragment	Montages plaques + huméri synthétiques avec gap 10 mm médio-diaph	Compression QS de 500 N à 250 N/s puis compression QS destruct à 250 N/s	Raideur extrinsèque Charge à rupture	Raideurs similaires des montages avec vis std et verr Charge à rupture montages avec vis std signif > verr
JOT (Stabilization of the Posteromedial Fragment...) [314]	2010	<i>In vitro</i>	Plaques std ou 3 types de verr (dont LCP, LISS) 8 vis 3,5 mm bicort std ou verr (LISS 9 vis 5,0 mm verr monocort)	Montages plaques + tibias synthétiques avec fracture articulaire prox	Compression dyn destruct de 400 N à 4000 N à 1 Hz avec augmentation de 400 N tous les 20 cycles	Charge à rupture	Charges à rupture similaires des montages std et verr

JOT (Biomechanical Evaluation of Clavicle Fracture...) [284]	2008	<i>In vitro</i>	Plaques std ou verr Vis 3,5 mm bicort std ou verr 4 vis/fragment (4 vis std ou 1 std pour compression et 3 verr)	Montages plaques + clavicules synthétiques avec ostéotomie transverse médio-diaph	Compression dyn de 10 à 500 N à 5 N/s pour 100 cycles	Raideur extrinsèque	Raideur montages std signif < verr
Vet Surg (Mechanical Comparison of 3.5 mm Broad...) [315]	2008	<i>In vitro</i>	DCP, LC-DCP ou LCP Vis 3,5 mm bicort std (0,11 kg.m) ou verr (0,17 kg.m)	Montages plaques + os synthétiques avec gap 2 mm médio-diaph	Compression dyn de 5 à 355 N à 300 N/s pour 10 cycles  puis compression QS destruc à 300 N/s	Raideur locale  Déplac et déformation interfrag à charge mini et maxi  Raideur locale  Déplac et charge à limite élastique Déplac et charge à rupture	Raideur locale montages std signif > std Déplac et déformation interfrag à charge mini et maxi montages std signif > verr Raideur locale montages std signif > LCP Charge à limite élastique et rupture montages std signif > verr
JOMS (Does Plate Adaptation Affect Stability...) [308]	2002	<i>In vitro</i>	Miniplaques std ou verr titane Vis std ou verr Vis monocort 2,0 mm ou bicort 2,4 mm 3 vis/fragment	Montages plaques + mandibules synthétiques avec ostéotomie angulaire (plaques std et verr à 0, 1 ou 2 mm de l'os)	Compression QS destruc à 15 mm/mm	Raideur extrinsèque Charge et déplacement à limite élastique	Caractéristiques similaires des montages std et verr
JOT (Unstable Proximal Extraarticular Fractures...) [316]	2004	<i>Ex vivo</i>	Plaques périarticulaires std ou LCP Vis prox monocort et vis dist bicort 3 vis 6,5 mm et 1 vis 4,5 mm std ou 4 vis 5,0 mm verr prox et 4 vis 4,5 mm std ou 4 vis 5,0 mm verr dist	Montages plaques + tibias synthétiques avec gap 10 mm sous plateau tibial	Compression QS destruc de 600 N à 25 mm/mm	Raideur extrinsèque Déplacement axial et angulaire du fragment proximal	Caractéristiques similaires des montages std et LCP



**Compression – os cadavériques sains**

<b>Référence</b>	<b>Année</b>	<b>Type</b>	<b>Implants</b>	<b>Spécimens</b>	<b>Sollicitation</b>	<b>Paramètres étudiés</b>	<b>Résultats intéressants</b>
Clin Biomech (Locked vs. Unlocked Plate Osteosynthesis...) [317]	2007	<i>Ex vivo</i>	Plaques TIFIX identiques Vis bicort std ou verr 3 vis 6,5 mm prox et 2 vis 5,5 dist	Montages plaques + huméri cadavériques humains avec gap 10 mm sous-capité	Compression QS destruct à 5 mm/mm & Compression dyn destruct à 5 Hz jusqu'à 80 N avec précharge 10 N pour 10 <sup>6</sup> cycles	Raideur extrinsèque Charge à rupture Déformation à rupture	Raideur montages avec vis verr signif > std de 74% Charge à rupture montages avec vis verr signif > std de 64% Absence de rupture des montages avec vis verr Déformation plastique finale montages avec vis verr signif < std
J Trauma (Fixation of Extra-articular Distal...) [289]	2009	<i>Ex vivo</i>	2 plaques de reconstruction ou 1 plaque verr 3 vis bicort 3,5 mm prox et 3 vis bicort 3,5 mm dist (std) ou 3 vis bicort 3,5 mm et 2 vis bicort 3,5 mm et 3 vis bicort 2,7 mm dist (verr)	Montages plaques + huméri cadavériques humains avec gap 10 mm supra-condylien	Compression QS non destruct jusqu'à 120 N	Raideur extrinsèque	Caractéristiques similaires des montages std et verr
JOT (Biomechanical Considerations in Plate...) [250]	2007	<i>Ex vivo</i>	Plaques std ou verr 4 vis bicort prox std ou verr 5 vis monocort std ou verr	Montages plaques + fémurs cadavériques humains avec gap 20 mm supra-condylien	Compression dyn de 1000 N avec augmentation de 30 N/cycle à 40 N/s puis compression QS destruct à 200 N/s	Raideur extrinsèque Déplac interfrag à l'opposé de la plaque Charge à rupture	Raideurs similaires des montages std et verr Déplac montages std signif > verr (std = 168% verr) Charges à rupture similaires des montages std et verr
AOTS (Proximal Humeral Fractures: How Stiff) [292]	2003	<i>Ex vivo</i>	Plaques std ou LCP Vis monocort std ou verr	Montages plaques + huméri cadavériques humains avec gap 5 mm sous-capité	Compression QS de 0,5 mm	Raideur extrinsèque	Raideur montages std signif > LCP
Vet Surg (Comparison of Locking and Conventional Screws for...) [318]	2008	<i>Ex vivo</i>	Plaques TPLO identiques 3 vis 3,5 mm std ou verr (1,5 N.m) prox et 3 vis 3, 5 mm std dist	Montages plaques + tibias cadavériques canins avec TPLO à 6°	Compression QS de 1000 N à 100 N/s puis compression dyn de 1000 N à 4 Hz pour 30000 cycles puis compression dyn destruct par augmentation de 0,15 N/cycle	Rotation et translation du plateau tibial 53 axes) après TPLO, après ostéosynthèse et après cyclage Raideur extrinsèque Nb de cycles à rupture	Rotation et translation après ostéosynthèse selon axe de section montages avec vis std signif > verr Rotations et translations après cyclage, raideurs et nb de cycles à rupture similaires des montages avec vis std et verr
JOT (Are Locking Screws Advantageous...) [220]	2008	<i>Ex vivo</i>	LCP identiques Vis 3,5 mm bicort std ou verr 4 vis/fragment	Montages plaques + huméri cadavériques humains avec gap 10 mm médio-diaph	Compression QS de 500 N à 250 N/s puis compression dyn de 0 à 440 N à 2 Hz pour 90000 cycles puis compression QS destruct à 250 N/s	Raideur extrinsèque Charge à rupture	Raideurs et charges à rupture similaires des montages avec vis std et verr

Foot Ankle Int (A Biomechanical Comparison of Locking...) [319]	2006	<i>Ex vivo</i>	Plaques std ou verr Vis 3,5 mm std (dont 1 vis de traction) ou verr (dont 1 vis de traction)	Montages plaques + calcanet cadavériques humains avec 3 ostéotomies réduites par 2 broches	Compression dyn destruc de 0 à 700 N à 1 Hz pour 5000 cycles	Nb de cycles à rupture (déplac relatif fragments lat et médial de 2 mm = rupture) Eval radio de réduction	Caractéristiques similaires des montages std et verr
Foot Ankle Int (A comparison of plates with and without...) [320]	2005	<i>Ex vivo</i>	Plaques std ou 2 types de plaques verr Vis 3,5 mm std ou verr Vis + plaques titane	Montages plaques + calcanet cadavériques humains avec 3 ostéotomies réduites par 1 vis de traction	Compression dyn de 800 N à 0,75 mm/s puis compression QS destruc à 0,75 mm/s	Déplac traverse durant cyclage Charge et déplac à rupture (déplac dans axe de compression de 3 cm = rupture)	Déplac montages std signif > verr Autres caractéristiques similaires des montages std et verr
JOT (Distal Femoral Fixation: A Biomechanical Comparison...) [233]	1997	<i>Ex vivo</i>	Plaque de soutien std ou verr 4 vis 6,5 mm std ou 4,5 mm verr par boulons prox et 3 vis 4,5 mm std dist	Montages plaques +fémurs cadavériques humains avec gap 10 mm supra-condylien	Compression QS de 1000 N à 100 N/s puis compression dyn de 1000 N à 3 Hz pour 10 <sup>5</sup> cycles puis compression QS	Déplac interfrag pré- et post-cyclage	Déplac interfrag pré- et post- cyclage montages vis std signif > verr
AJVR (Comparison of the Mechanical Behaviors of Semi...) [169]	2009	<i>Ex vivo</i>	Clou centro-médullaire + LC-DCP ou LCP Vis 3,5 mm 3 vis monocoort et 1 bicort std /fragment ou 4 vis monocoort verr /fragment	Montages plaques +fémurs cadavériques canins avec gap 39 mm médio-diaph (plaques LCP à 3 mm de l'os)	Compression QS de 20% poids à 40 N/s puis compression dyn de 20% poids à 2 Hz pour 18000 cycles avec augmentation de 20% poids tous les 6000 cycles puis ± 45000 cycles à 60% poids puis compression QS destruc à 5 mm/mm	Raideur extrinsèque avant, pdt et après cyclage Réduction écart interfrag avant, pdt et après cyclage Charge à rupture	Caractéristiques similaires des montages LC-DCP et LCP
JOT (Biomechanical Comparison of Locking Nonlocking...) [321]	2011	<i>Ex vivo</i>	Plaques en T std ou LCP Vis bicort 3,5 mm std ou verr 4 vis prox et 3 vis dist	Montages plaques radii cadavériques humains avec gap 10 mm distal	Compression dyn de 10 à 150 N à 2 Hz pour 5000 cycles puis compression QS destruc à 1 mm/s	Raideur extrinsèque déplac pdt cyclage Raideur extrinsèque et résistance à rupture	Caractéristiques similaires des montages plaques en T std et LCP
JHS (Locking Versus Nonlocking T- Plates...) [322]	2005	<i>Ex vivo</i>	Plaques en T std ou LCP Vis bicort std ou verr 4 vis 3,5 mm std ou verr prox et 3 vis 4,0 mm std ou 3,5 mm verr dist	Montages plaques radii cadavériques humains avec gap 10 mm distal	Compression QS destruc à 1 mm/s	Raideur extrinsèque Résistance à rupture	Caractéristiques similaires des montages plaques en T std et LCP
JOT (A Biomechanical Comparison of a Dorsal 3.5 mm T- Plate...) [323]	2005	<i>Ex vivo</i>	Plaques en T std ou verr Vis bicort 3,5 mm std ou verr	Montages plaques radii cadavériques humains avec gap 6 mm distal	Compression QS de 90 N à 1 N/s selon 5 directions (centrée sur axe radius ou désaxée) puis compression dyn de 80 N à 2 Hz pour 5000 cycles puis compression QS de 90 N à 1 N/s	Raideur extrinsèque pré- et post-cyclage     Perte de raideur post- cyclage	Raideur pré-cyclage montages std signif < verr pour directions ulnaire et palmaire Raideur post-cyclage montages std signif < verr pour directions centrée, radial, ulnaire et palmaire Absence de perte de raideur signif pour montages verr, pas pour montages std

JHS (Mechanical Characteristics of Locking and Compression...) [324]	2007	<i>Ex vivo</i>	Plaques en T std ou LCP Vis bicort std ou verr 3 vis 3,5 mm std ou verr prox et 3 vis 4,0 mm std ou 3,5 mm verr dist	Montages plaques + radii cadavériques humains avec gap en coin distal	Compression QS destruc	Raideur extrinsèque Résistance à rupture	Raideur montages verr signif > std de 33% Résistance montages verr signif > std de 91%
JHS (Stability of Radial Head and Neck Fractures...) [309]	2007	<i>Ex vivo</i>	3 plaques std ou 3 plaques verr Vis 2,0 ou 2,4 mm 3 vis std bicort ou 3-4 vis verr bicort prox et 4 vis std bicort dist	Montages plaques + radii cadavériques humains avec gap 2,7 mm proximal	Compression dyn de 1,5 mm à 0,3 mm/s = 0,1 Hz pour 8 cycles avec précharge 5 N	Raideur extrinsèque et perte de raideur	Certains montages verr signif + raides que std, mais d'autres montages verr signif – raides que std...
JOT (A Biomechanical Evaluation of Methods of Distal...) [219]	2004	<i>Ex vivo</i>	Plaques de reconstruction latérales et plaques de reconstruction std ou LCP titane médiales 3 vis 3,5 mm bicort std ou verr / fragment	Montages plaques +huméri cadavériques humains avec gap 10 mm supra-condylien	Compression QS de 250 N	Raideur extrinsèque	Raideurs similaires des montages std et LCP
Injury (Mechanical Analysis of the Bone to Plate Interface...) [325]	2000	<i>Ex vivo</i>	LC-DCP ou PC-Fix titane Vis 4,5 mm bicort std (1, 2, 3, 4, 5 N.m) ou 3,5 mm monocort verr (5 N.m)	Montages plaques +fémurs cadavériques humains intacts	Compression QS excentrée de 0 à 1000 N à 100 N/s	Déformations fémurs à différents endroits de circonférence et hauteur	Glissement entre os et plaques LC-DCP signif > PC-Fix (conclusion car hystérésis courbes force- déformation)
JOT (Biomechanical Analysis of Distal Femur Fracture...) [326]	2007	<i>Ex vivo</i>	Plaques coudées std ou plaques verr 4 vis 4,5 mm std bicort ou 2 vis 4,5 mm std bicort et 2 vis bicort verr prox ou 1 vis 4,5 mm bicort std ou 4 vis bicort verr dist	Montages plaques +fémurs cadavériques humains avec gap 10 mm supra-condylien	Compression QS de 1000 N à 100 N/s avec précharge 100 N puis compression dyn de 100 à 1000 N à 3 Hz pour 10 <sup>5</sup> cycles puis compression QS destruc à 100 N/s	Affaissement du gap post- cyclage Charge à rupture	Affaissement du gap post- cyclage montages std signif > verr Charge à rupture montages std signif < verr
Vet Surg (A Mechanical Comparison of Equine Proximal Interphalangeal...) [311]	2011	<i>Ex vivo</i>	2 vis transarticulaires 5,5 mm (4,5 N.m) et DCP ou LCP Vis bicort 2 vis 5,5 mm std (4,5 N.m) ou 1 vis 5,5 std et 1 vis 5,0 mm verr (4 N.m) prox et 1 vis 5,5 std ou 1 vis 5,0 mm verr dist	Montages plaques +articulations interphalangiennes proximales (P1-P2) cadavériques équines	Compression QS destruc du membre thoracique à 5 cm/s & Compression dyn destruc du membre thoracique	Raideur extrinsèque et charge à limite élastique Charge à rupture Nb de cycles à rupture	Caractéristiques montages DCP signif > LCP Nb de cycles à ruptures similaires des montages DCP et LCP
Vet Surg (Arthrodesis of the Equine Proximal Interphalangeal Joint...) [327]	2011	<i>Ex vivo</i>	2 vis transarticulaires 5,5 mm (8 N.m) et DCP ou LCP Vis bicort 2 vis 4,5 mm std (8 N.m) ou 2 vis 5,0 mm verr (8 N.m) prox et 1 vis 4,5 std ou 1 vis 5,0 mm verr dist	Montages plaques +articulations interphalangiennes proximales (P1-P2) cadavériques équines	Compression QS de 5000 N puis compression dyn de 5000 N à 2 Hz pour 20000 cycles puis compression QS destruc à 0,2 mm/s	Raideur extrinsèque, déplac interfrag linéaire et angulaire avant, pdt et après cyclage Charge et déplac à rupture	Caractéristiques similaires des montages DCP et LCP

VCOT (A Biomechanical Comparison of 3.5 Locking Compression...) [312]	2009	<i>Ex vivo</i>	LC-DCP ou LCP Vis 3,5 mm bicort 3 vis prox et 2 vis dist	Montages plaques +huméri cadavériques canins avec gap 20 mm diaphysaire distal	Compression QS destruct à 5 mm/mm avec précharge de 3,9 N & Compression dyn de 20 à 1470 N à 2 Hz pour 10 <sup>5</sup> cycles	Raideur extrinsèque Résistance à limite élastique et à rupture  Raideur extrinsèque Déplac	Raideur montages LC-DCP signif < LCP Résistances à rupture similaires des montages LC- DCP et LCP Raideur montages LC-DCP signif > LCP Déplac montages LC-DCP signif < LCP
JOT (Extra-articular Distal Tibia Fractures...) [328]	2010	<i>Ex vivo</i>	Plaques DCP ou périarticulaires LCP Vis bicort 3,5 mm std ou verr 3 vis 3,5 mm std ou 2 vis 3,5 mm std et 1 vis 3,5 mm verr prox et 2 vis 3,5 mm std ou 5 vis 3,5 mm verr dist	Montages plaques + tibias cadavériques humains avec gap 10 mm distal	Compression QS de 700 N à 10 mm/mm puis compression dyn de 700 N à 5 Hz pour 10 <sup>5</sup> cycles puis compression QS destruct à 10 mm/mm	Raideur extrinsèque Déplacement axial et angulaire des 2 fragments Charge à rupture	Rupture de presque tous montages DCP pdt compression initiale et survie de presque tous montages LCP pdt cyclage Raideur et charge à rupture montages DCP signif < LCP
JOT (Less Invasive Stabilization Complex...) [329]	2004	<i>Ex vivo</i>	2 vis 6,5 mm à os spongieux intra-artic et plaques en L lat et plaques méd std ou LISS lat LISS 4 vis 5,0 mm verr monocort	Montages plaques + tibias synthétiques avec fracture articulaire prox	Compression QS de 400, 800, 1200 ou 1600 N à 0,5 mm/mm avec précharge de 50 N	Affaissement maxi du plateau méd Déformation plastique	Caractéristiques similaires des montages std et LISS (sauf affaissement maxi à 400 N montages std signif < LISS)
Int Orthop (Comparison of interface Contact Profiles...) [302]	2010	<i>Ex vivo</i>	MC-LCP ou LC-DCP Vis 3,5 mm bicort std ou verr 3 vis/fragment	Montages plaques + tibias cadavériques ovins avec ostéotomie médio-diaph	Compression QS	Raideur extrinsèque	Raideurs similaires des montages MC-LCP et LC- DCP
JOT (Biomechanical Evaluation of the Less Invasive...) [330]	2001	<i>Ex vivo</i>	Plaques à condyle std ou LISS Vis 4,5 mm std bicort ou 5,0 mm verr monocort 3 vis prox et 4 vis dist	Montages plaques +fémurs cadavériques humains avec gap 10 mm supra-condylien	Compression QS destruct de 1000, 1400, 1800 ou 2200 N à 20 N/s avec précharge 100 N	Affaissement écart inertag Déformation élastique	Affaissement montages std signif > LISS Déformations élastiques similaires des montages std et LISS
JOT (Biomechanical Evaluation of the Less Invasive...) [330]	2001	<i>Ex vivo</i>	Plaques à condyle std ou LISS Vis 4,5 mm std bicort ou 5,0 mm verr monocort 3 vis prox et 4 vis dist	Montages plaques +fémurs cadavériques humains avec gap 10 mm à l'isthme fémoral	Compression QS destruct de 1000, 1400, 1800 ou 2200 N à 20 N/s avec précharge 100 N	Affaissement écart inertag Déformation élastique	Affaissement montages std signif > LISS Déformation élastique montages std signif < LISS

### Compression – modèles synthétiques d'os ostéoporotiques

Référence	Année	Type	Implants	Spécimens	Sollicitation	Paramètres étudiés	Résultats intéressants
Clin Biomech (Relative Stability...) [227]	2009	<i>In vitro</i>	Plaques std ou verr titane avec trous en même position Vis 4,5 mm bicort (2,8 N.m std ou 4 N.m verr) 3 vis sur fragment d'intérêt	Montages plaques + fémurs synthétiques ostéoporotiques avec gap 10 mm médio-diaph (plaques verr à 1 mm de l'os)	Compression dyn destruc à 2 Hz avec précharge de 50 N et augmentation de 100 N tous les 100 cycles	Raideur initiale  Résistance (collapsus du site d'ostéotomie de 1 mm = rupture)	Raideur montages std signif > verr  Résistance montages std. signif < verr
J Trauma (Fixation of Diaphyseal Fractures...) [303]	2006	<i>In vitro</i>	LCP identiques Vis 3,5 mm std bicort ou verr bicort ou monocort 3 vis/fragment	Montages plaques + ulnas synthétiques ostéoporotiques avec gap 10 mm médio-diaph (plaques LCP à 1 ou 2 mm de l'os)	Compression dyn de 100 à 500 N	Déplac interfrag sous plaque	Déplac interfrag montages avec vis std signif > verr
JBJS Am (A Nonlocking End Screw Decrease...) [226]	2009	<i>In vitro</i>	Plaques std ou verr titane avec trous en même position Vis 4,5 mm bicort (2,8 N.m std ou 4 N.m verr) 3 vis sur fragment d'intérêt	Montages plaques + fémurs synthétiques ostéoporotiques avec gap 10 mm médio-diaph	Compression dyn destruc à 2 Hz avec précharge de 50 N et augmentation de 100 N tous les 100 cycles	Résistance (collapsus du site d'ostéotomie de 1 mm = rupture)	Résistance montages verr signif > std de 15%
JOT (A Mechanical Comparison of the Locking...) [331]	2008	<i>In vitro</i>	DCP ou LCP Vis bicort 2 ou 3 vis 4,5 mm std /fragment ou 2 vis 5,0 mm verr /fragment	Montages plaques + os synthétiques ostéoporotiques avec gap 10 mm médio-diaph	Compression QS destruc de 450 N	Charge à rupture	Rupture montages DCP à 150 N Absence de rupture montages LCP
Vet Surg (Mechanical Comparison of 3.5 mm Broad...) [315]	2008	<i>In vitro</i>	DCP, LC-DCP ou LCP Vis 3,5 mm bicort std (0,11 kg.m) ou verr (0,17 kg.m)	Montages plaques + os synthétiques ostéoporotiques avec gap 2 mm médio-diaph	Compression dyn de 5 à 355 N à 300 N/s pour 10 cycles  puis compression QS destruc à 300 N/s	Raideur locale Déplac et déformation interfrag à charge mini et maxi  Raideur locale Déplac et charge à limite élastique Déplac et charge à rupture	Raideur locale montages std signif > verr Déplac et déformation interfrag à charge mini et maxi montages std signif > verr Raideur locale montages std signif > verr Déplac à limite élastique montages std signif < LCP Charge à rupture montages std signif > LCP

Med Eng Phys (Biomechanical Evaluation of a New System...) [304]	2010	<i>In vitro</i>	DCP, LCP titane Vis 4,5 mm bicort std (0,3 N.m) ou verr (4 N.m) 3 vis/fragment	Montages plaques + os synthétiques ostéoporotiques avec gap 10 mm médio-diaph	Compression dyn de 0 à 350 N à 2 Hz pour 30000 cycles	Raideur initiale Perte de cyclage	extrinsèque pdt raideur	Raideur initiale DCP signif < LCP Perte de raideur montages DCP signif > LCP
--	------	-----------------	--	---	--	--	-------------------------------	---

### Compression – os cadavériques ostéoporotiques

Référence	Année	Type	Implants	Spécimens	Sollicitation	Paramètres étudiés	Résultats intéressants
Foot Ankle Int (Biomechanical Evaluation of a locking and Nonlocking...) [332]	2011	<i>Ex vivo</i>	Plaques Ascension identiques Vis 3,5 mm bicort std ou verr	Montages plaques + calcanei cadavériques ostéoporotiques avec 3 ostéotomies réduites par 3 broches	Compression dyn de 20 à 200 N à 1 Hz pour 1000 cycles puis compression QS destruc à 0,75 mm/s	Déplac traverse pdt cyclage Raideur extrinsèque avant rupture Charge pour certains déplaces du fragment post avant rupture Déplac traverse et charge à rupture (déplac fragment post de 2 mm = rupture)	Caractéristiques similaires des montages avec vis std et vis verr
Clin Biomech (A Comparison of Conventional Locking...) [333]	2007	<i>Ex vivo</i>	Plaques std ou verr 9 vis std ou verr	Montages plaques + calcanei cadavériques ostéoporotiques avec fracture communitive et gap < 2 mm	Compression dyn à 0,1 Hz jusqu'à 200 N avec précharge 20 N pour 1000 cycles puis compression QS destruc à 45 mm/mn	Charge, déformation et travail à rupture Déformation irréversible	Déformation irréversible montages std signif > verr Charge à rupture montages std signif < verr Autres caractéristiques similaires des montages std et verr

## Annexe 2 : synthèse bibliographique des comparaisons biologiques et mécaniques expérimentales des plaques verrouillées

Référence	Année	Type	Implants	Spécimens	Sollicitation	Paramètres étudiés	Résultats intéressants
JOT (Strength Recovery in Fractured...) [187]	1997	<i>In vivo</i> <i>puis ex vivo</i>	DCP ou PC-Fix Vis 4,5 bicort std ou monocort verr 4 vis prox et 3 vis dist	Montages plaques + tibias ovins avec fracture oblique médio- diaph fixée par vis de traction 12, 24, 48, 96 sem	Flexion 4 points QS destruc à 15 mm/mm des tibias après explantation	Surface radiographique du cal  Résistance en flexion    Histologie cal	Surface du cal avec DCP signif > PC-Fix de 70% à 12 sem  Résistance tibias cicatrisés avec DCP signif < avec PC-Fix à 12 et 96 sem Destruction en regard de la fracture pour 11/24 tibias DCP et 1/24 tibias PC-Fix Ostéopénie due à nécrose osseuse pour DCP à 44 sem, pas pour PC-Fix
Injury (The Influence of Different Osteosynthesis Config...) [188]	2012	<i>In vivo</i> <i>puis ex vivo</i>	LCP identiques Vis 3,5 mm bicort std ou verr 5 vis prox et 4 vis distal + 1 vis de traction interfrag	Montages plaques + tibias ovins avec ostéotomie oblique 45° médio-diaph fixée par vis de traction 6, 12 sem (plaques LCP à 2 mm de l'os)	Torsion QS de 10 N.m des tibias après explantation	Largeur interfrag radio Raideur extrinsèque cal Morphologie microradio Histo histomorphométrie cal	Caractéristiques similaires des montages avec vis std et vis verr
JOT (Influence of the Design for Fixation Implants on Local Infection...) [140]	1999	<i>In vivo</i> <i>puis ex vivo</i>	DCP ou PC-Fix titane 2 vis monocort /fragment	Montages plaques + tibias lapins	Inoculation de 100 µL de suspension bactérienne de Staphylococcus aureus le long de la plaque	Suivi clinique et radiographique Prélèvement plaques, tissus mous, os pour bactériologie à 3 sem postop	Taux d'infection global de 45% Taux d'infection montages DCP (63%) signif > PC-Fix (23%)





## Annexe 3 : synthèse bibliographique des comparaisons cliniques des plaques verrouillées

Orthopédie humaine

Référence	Année	Type	Implants	Spécimens	Paramètres étudiés	Résultats intéressants
Injury (Delayed and Non-union of the Humeral Diaphysis...) [334]	2004	Rétrospective	Plaque LC-DCP ou verr polyaxiale titane Vis 4,5 mm std ou verr	33 patients avec retard de cicatrisation ou pseudarthrose de la diaphyse humérale	Suivi clinique et radiographique pdt 27,5 [6-75] mois	Absence de différence signif d'amplitude articulaire Absence de lâchage tardif d'implant 1 lâchage précoce d'implant (sur 13) sur patient ostéoporotique pour groupe LC-DCP Absence de lâchage (sur 19) pour groupe verr
JBJS Am (A Prospective, Randomized Trial...) [335]	2003	Prospective	Plaque LC-DCP pour vis std de 3,5 mm en titane ou PC-Fix pour vis verr de 3,2 mm en titane	92 patients (125 fractures) avec fractures récentes diaphysaires de l'avant-bras	Suivi clinique et radiographique pdt 22 mois	Absence de différence signif de temps opératoire, évaluation radiographique du cal, score de douleur et amplitude articulaire Retard de consolid pour 5 patients (5 fractures) LC-DCP et 3 patients (4 fractures) PC-Fix Durée cicatrisation fractures ouvertes LC-DCP = 17 [8-36] sem et PC-Fix = 18 [8-44] sem ; fractures fermées LC-DCP = 17 [12-24] sem et PC-Fix = 22 [12-40] sem 1 infection et 1 refracture dans chaque groupe
Orthopedics (Surgical treatment of Midclavicular Fractures...) [336]	2009	Prospective	Plaques std ou LCP	64 patients âgés avec fracture claviculaire médio-diaphysaire unilatérale	Suivi clinique et radiographique pdt 22 mois	Absence de différence signif de durée de cicatrisation, atteinte en 6 mois sauf 1 patient/29 LCP et 1 patient/35 std Absence de différence signif du score clinique de Constant et Murley et du score de douleur Incidence complications montages std (6/35) signif > verr (1/29) Temps avant reprise de travail et d'exercice montages std signif > verr
JOMS (Prospective Randomized Clinical Trial...) [337]	2011	Prospective	Miniplaques std ou verr titane Vis 2,0 mm monocort std ou verr	20 patients (34 fractures) avec fractures mandibulaires non comminutives	Suivi clinique et mesure de force de morsure à 1, 3, 6 et 18 sem	Absence de différence signif de douleur, inflammation, infection, complications Augmentation de la force de morsure avec le temps montages std signif < verr
JOMS (A Prospective Randomized Clinical Trial...) [338]	2004	Prospective	Miniplaques std ou verr titane Vis 2,0 mm monocort std ou verr	90 patients (122 fractures) avec fractures mandibulaires non comminutives	Suivi clinique pdt au moins 6 sem	Absence de différence signif des complications
Indian J Orthop (Internal Fixation of Fractures of Both Bones...) [339]	2011	Prospective	LC-DCP ou LCP titane Vis 3,5 mm std ou verr Montages LCP avec 2 vis std pour compression	36 patients (72 fractures) avec fractures simples diaphysaires radius-ulna	Suivi clinique et radiographique pdt au moins 6 mois Mesure de force de préhension	Absence de différence signif de temps opératoire, taux de réduction anatomique, amplitude articulaire, force de préhension et satisfaction Formation de cal montages LC-DCP signif < LCP 1 retard de consolidation pour LC-DCP (union finale), 2 infections LC-DCP et 1 infection LCP

JDMS (A Prospective Study Comparing Locking...) [340]	2013	Prospective	LC-DCP ou LCP Vis 3,5 mm std ou verr	40 patients (80 fractures) avec fractures simples diaphysaires radius-ulna récentes	Suivi clinique et radiographique toutes les 2 sem	Absence de différence signif de temps opératoire et satisfaction Formation de cal montages LC-DCP signif < LCP Durée cicatrisation LC-DCP = 16,8 [14-24] sem signif > LCP = 13,9 [8-18] sem 1 retard de consolidation pour LC-DCP (union finale) et 1 infection pour chaque groupe
Orthopedics (Effectiveness of Locking Versus Dynamic Compression Plates...) [341]	2013	Rétrospective	DCP ou LCP Vis 3,5 mm std ou verr 3 vis bicort /fragment	42 patients (42 fractures) avec fractures diaphysaires radius- ulna récentes	Suivi clinique et radiographique tous les mois	Absence de différence signif de temps opératoire et durée cicatrisation DCP = 17,0 [13-24] sem et LCP = 15,0 [12-25] sem Absence de différence signif du score clinique de Grace et Eversmann et de satisfaction 1 retard de consolidation pour DCP et LCP (union finale)

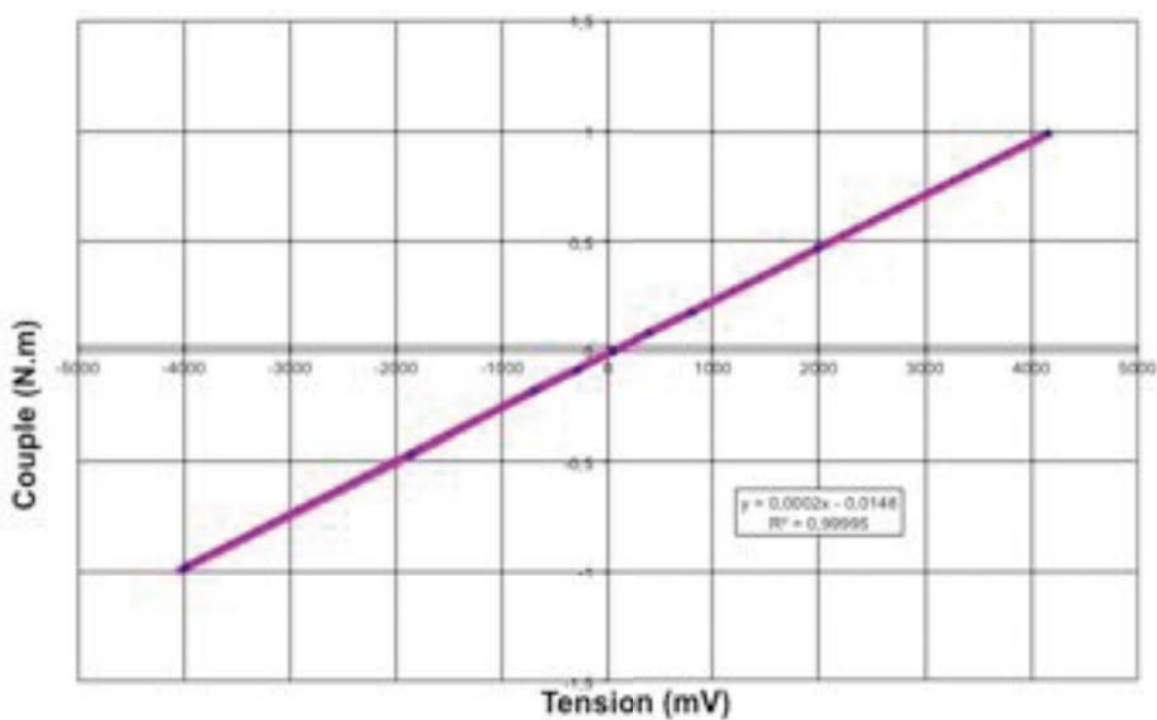
Orthopédie vétérinaire

Aucune !

Légende :

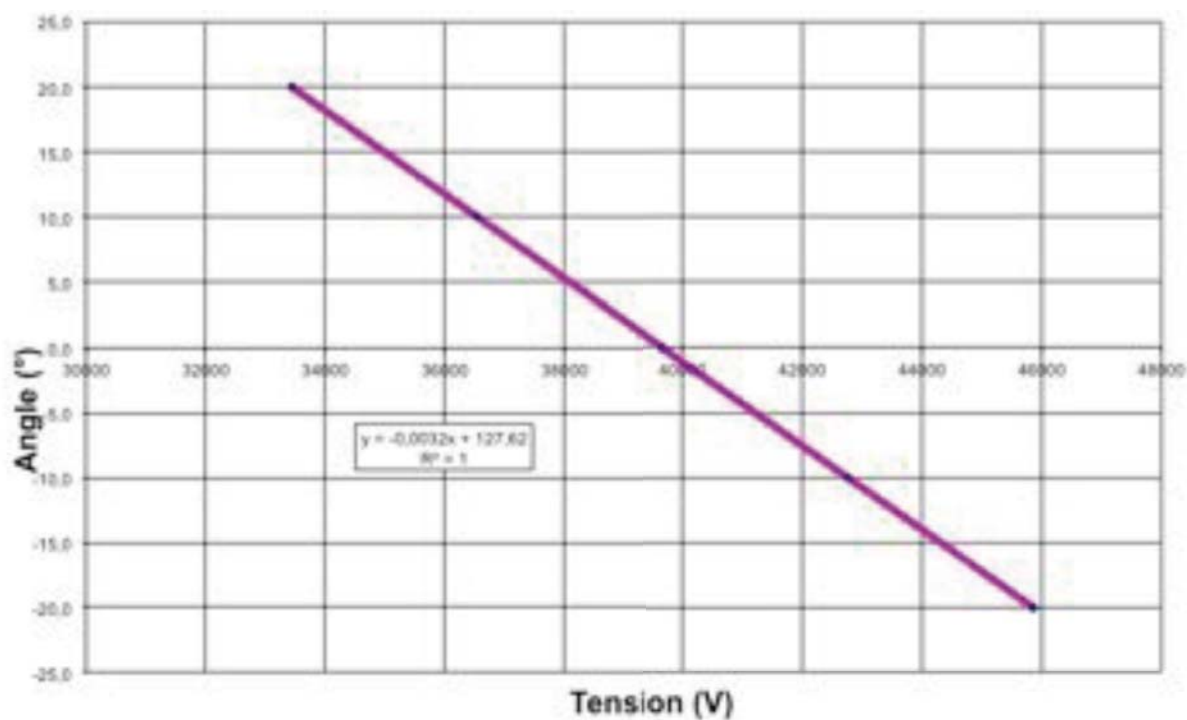
ant = antérieur      bicort = bicorticale      déplac = déplac      destruc = destructive      diaph =diaphysaire      dist = distal  
dyn = dynamique      éval = évaluation      interfrag = interfragmentaire      monocort = monocorticale      nb = nombre      pdt = pendant  
post = postérieur      prox = proximal      QS = quasi-statique      signif = significativement      std = standard  
TPLO = Tibial Plate Levelling Osteotomy      verr = verrouillée

Masse (kg)	Force (N)	Diamètre (m)	Couple (N.m)	Tension lue (mV)
0	0	0	0	50
1 (sens horaire)	9,81	$52 \times 10^{-3}$	0,986	4150
$500 \times 10^{-3}$	4,905	$42 \times 10^{-3}$	0,468	2000
$200 \times 10^{-3}$	1,962	$32 \times 10^{-3}$	0,178	800
$100 \times 10^{-3}$	0,981	$24 \times 10^{-3}$	0,085	400
-1 (sens anti-horaire)	-9,81	$52 \times 10^{-3}$	-0,986	-4000
$-500 \times 10^{-3}$	-4,905	$42 \times 10^{-3}$	-0,468	-1850
$-200 \times 10^{-3}$	-1,962	$32 \times 10^{-3}$	-0,178	-700
$-100 \times 10^{-3}$	-0,981	$24 \times 10^{-3}$	-0,085	-300



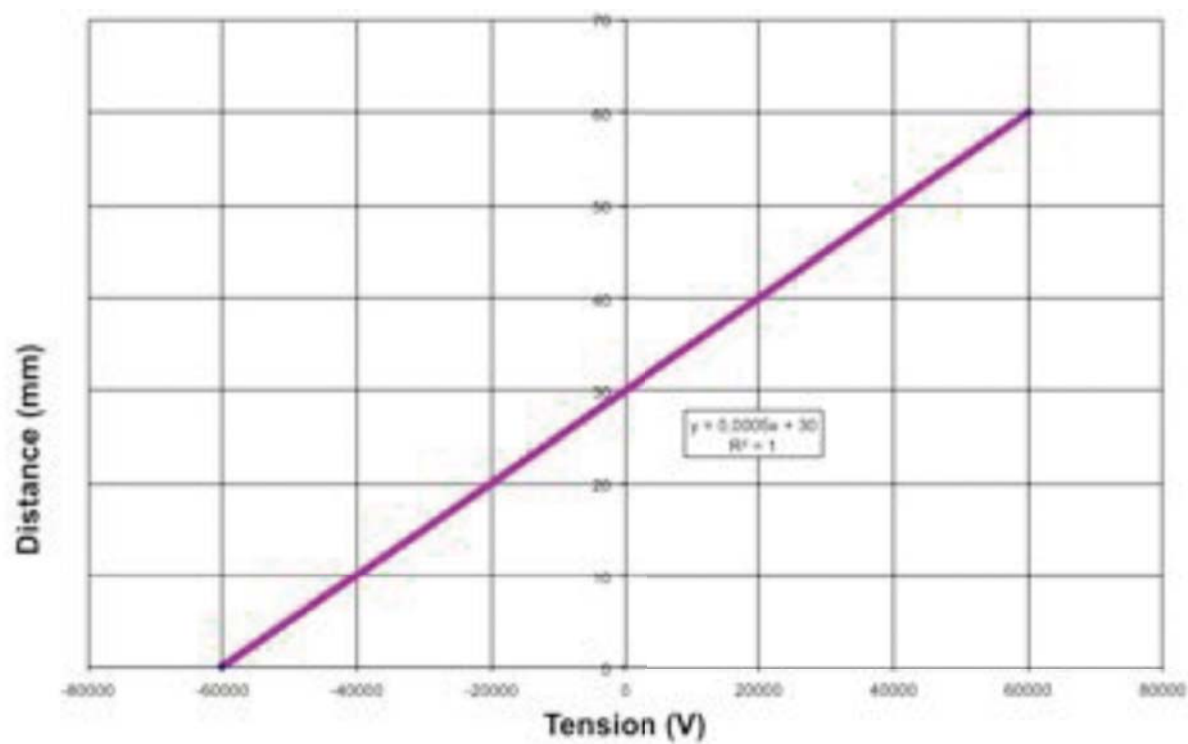
Annexe 4 : tableau de résultats et courbe d'étalonnage du couplemètre

Angle réel (°)	Tension lue (V)
20	33438
10	36545
0	39652
-10	42759
-20	45866



Annexe 5 : tableau de résultats et courbe d'étalonnage de l'inclinomètre TME™ PMPS 20L®

Distance (mm)	Tension lue (V)
0	-60000
60	60000



Annexe 6 : tableau de résultats et courbe d'étalonnage du micromètre à balayage laser

N° de tibia	Vis																		
1	VS	5	5	6	2	1	4	3	3	2	3	2	5	4	6	3	3	6	4
2	VV	4	1	2	4	2	5	1	1	4	5	1	4	6	1	2	5	1	3
3	VS	1	3	3	6	3	6	5	2	3	2	4	6	5	3	6	6	2	5
4	VV	6	6	4	3	5	2	4	4	6	6	3	3	3	2	5	4	4	6
5	VS	3	4	1	1	6	1	2	6	5	1	6	1	2	4	1	2	5	1
6	VV	2	2	5	5	4	3	6	5	1	4	5	2	1	5	4	1	3	2
7	VS	1	4	6	1	5	1	2	2	2	5	2	4	1	5	3	2	4	2
8	VV	6	3	3	3	2	6	1	1	4	6	6	1	5	1	4	5	2	5
9	VV	4	6	2	4	4	4	5	6	3	4	5	2	2	4	5	4	6	4
10	VV	2	1	4	5	3	2	3	4	6	2	4	6	4	3	6	1	5	1
11	VS	5	5	1	2	1	3	6	5	5	3	1	5	6	6	1	3	1	6
12	VS	3	2	5	6	6	5	4	3	1	1	3	3	3	2	2	6	3	3
13	VS	3	3	1	5	5	6	2	1	3	6	4	1	6	1	2	5	6	6
14	VV	4	6	4	2	2	3	3	5	1	2	1	5	3	4	6	3	2	2
15	VS	5	2	2	1	3	5	6	4	4	1	2	3	4	2	1	6	3	1
16	VS	1	4	5	3	1	1	4	6	2	5	5	2	1	6	3	2	1	3
17	VV	6	5	6	6	6	2	5	3	5	4	3	6	2	3	4	4	5	4
18	VV	2	1	3	4	4	4	1	2	6	3	6	4	5	5	5	1	4	5
19	VS	5	4	1	1	2	6	4	1	1	1	5	2	3	2	3	2	4	5
20	VV	4	6	3	5	6	1	1	6	4	4	3	5	1	6	1	3	6	6
21	VS	3	3	2	2	4	5	2	3	2	2	2	3	4	5	4	4	1	1
22	VV	2	1	4	4	5	4	6	2	5	3	1	4	6	3	2	5	3	3
23	VV	6	2	5	3	1	3	3	5	3	5	4	6	2	1	5	6	5	4
24	VS	1	5	6	6	3	2	5	4	6	6	6	1	5	4	6	1	2	2
25	VV	6	4	6	5	6	2	1	3	1	2	2	2	1	5	5	5	1	4
26	VV	2	6	4	1	1	4	4	6	2	1	3	5	5	4	6	3	6	1
27	VS	3	3	3	3	2	6	3	5	5	3	5	4	3	6	4	6	5	2
28	VS	5	1	2	6	4	1	5	4	6	4	4	1	4	2	1	4	2	6
29	VV	4	5	5	4	5	3	6	1	3	6	1	3	2	3	2	1	3	5
30	VS	1	2	1	2	3	5	2	2	4	5	6	6	6	1	3	2	4	3

**Légende :** VS : vis corticale standard (chiffre impair)  
VV : vis à tête de verrouillage (chiffre pair)

**Annexe 7 : exemple d'utilisation de la 1<sup>ère</sup> colonne (caractères rouges) d'une table de permutations au hasard à 6 éléments pour l'attribution du type de vis, adaptée d'après celle de Cochran [229]**

**Comité d'éthique  
pour l'expérimentation animale**

MIDI-PYRÉNÉES



Enregistré auprès du **Comité National de Réflexion  
Éthique sur l'Expérimentation Animale** sous le numéro 01

Toulouse,  
Le 22 juillet 2011

Ref : **MP/01/15/04/11**

Dr VERSET  
ENVT  
Laboratoire de Chirurgie expérimentale  
23 Chemin des Capelles  
BP67614  
31076 Toulouse cedex 3

Le Comité d'éthique Midi-Pyrénées pour l'expérimentation animale a examiné votre demande concernant le protocole intitulé **«Étude biomécanique in vivo de la cicatrisation osseuse avec 2 montages d'ostéosynthèse sur un modèle de fracture comminutive chez le mouton»**

Le comité a noté que les autorisations réglementaires étaient conformes ou en cours de régularisation.

Le protocole a pour objectif de comparer les propriétés des cals osseux après ostéosynthèse avec deux types de plaque vissée (vis standards ou vis à tête de verrouillage). L'utilisation du modèle animal est incontournable pour proposer le meilleur traitement chirurgical des fractures comminutives chez l'animal de compagnie. Le choix de l'espèce est justifié et adapté. Le comité a noté que des protocoles d'anesthésies adaptés sont utilisés, que des traitements analgésiques post opératoires sont systématiquement mis en place et que des personnes compétentes réalisent les observations quotidiennes des animaux afin de déceler tout signe de douleur et d'y remédier rapidement.

La prise en considération de l'ensemble du dossier et les réponses complémentaires montrent que les principales considérations éthiques en matière d'expérimentation animale ont été observées. Le comité émet en conséquence un avis favorable à la réalisation du projet. Cet avis est valide pour toute la durée du projet, soit pour une période maximale de 3 ans.

Magali JACQUIER  
Présidente du Comité d'éthique Midi Pyrénées pour l'expérimentation animale

Présidente : Dr Magali JACQUIER  
Institut de Pharmacologie et de Biologie Structurale - 205 Route de Narbonne - 31077 Toulouse Cedex 3  
Magali.jacquier@ipbs.fr

**Annexe 8 : validation du protocole expérimental par le Comité d'Éthique pour  
l'Expérimentation Animale de la région Midi-Pyrénées**

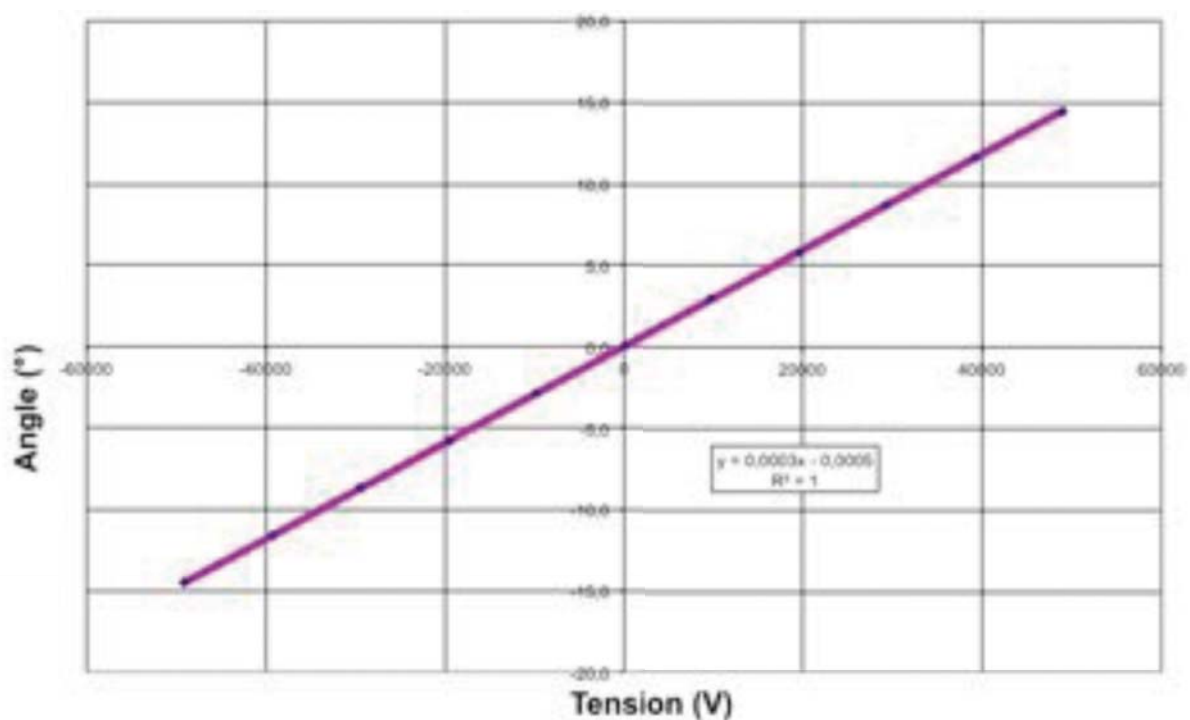
Lot 6 semaines										
Ostéotomie et ostéosynthèse		X								
Radiographies postopératoires		X								
Examens cliniques et orthopédiques quotidiens			X							
Examens cliniques et orthopédiques				X	X	X	X	X	X	X
Euthanasie										X
Radiographies finales										X
Prélèvement 2 membres et dissection des tibias										X
Essais biomécaniques os appareillé et os controlatéral										X
Section diaphyse puis fixation dans formol										X
Préparation et analyse histologique										X
<b>Semaines</b>		<b>0</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>fin</b>	<b>6</b>

Lot 12 semaines	Ostéotomie et ostéosynthèse	X															
	Radiographies postopératoires	X															
	Examens cliniques et orthopédiques quotidiens		X														
	Examens cliniques et orthopédiques			X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
	Radiographies de suivi					X											
	Euthanasie																X
	Radiographies finales																X
	Prélèvement 2 membres et dissection des tibias																X
	Essais biomécaniques os appareillé et os controlatéral																X
	Retrait des implants																X
	Essais biomécaniques cal osseux																X
	Section diaphyse puis fixation dans formol																X
	Préparation et analyse histologique																X
	Semaines	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	fin	12	fin

## Annexe 9 : calendriers du protocole expérimental utilisé



Angle réel (°)	Tension lue (V)
-14,5002	-48993
-11,6001	-39199
-8,6998	-29399
-5,7993	-19596
-2,9008	-9799
-0,0007	-1
2,9052	9814
5,8011	19602
8,6986	29397
11,5985	39198
14,5026	49010



Annexe 10 : tableau de résultats et courbe d'étalonnage de l'inclinomètre SENSOREX™  
SX41142®



**TITLE:** Osteosynthesis of a mid-diaphyseal bone gap: biomechanical and histologic study comparing conventional plates with locking plates in the sheep

**ABSTRACT:** The objective of this study was to assess the effect of screw locking on bone healing and on stability of bone-plate constructs consisting of LCP® plates used either with locking screw or with standard cortical screws.

For that purpose, ovine tibiae were used with a 5-mm bone gap, as a model of comminuted fracture. Biomechanical properties of *ex vivo* tibiae (bending, torsion and compression) and radiographic, biomechanical, histologic, and histomorphometric properties of *in vivo* tibiae during bone healing were compared between the 2 groups of screws.

The different observations have led to the conclusion of a positive effect of locking screws on the quality and rate of bone healing, compared with standard screws. It could be related to a biomechanical and biological environment more favourable to fracture healing when using locking constructs vs conventional constructs.

**KEYWORDS:** orthopaedics, biomechanics, plate, cortical screw, locking screw, fracture, bone gap, bone healing

**LABORATORY:** UMR 5502 IMFT

Laboratoire de Biomécanique - Pavillon Leriche - CHU Purpan  
Place Dr Baylac - TSA 40031  
F-31056 TOULOUSE Cedex

**AUTEUR :** Michaël VERSET

**TITRE :** Ostéosynthèse d'une perte de substance médio-diaphysaire : étude biomécanique et histologique comparative de plaques vissées conventionnelles et verrouillées chez le mouton

**DIRECTEUR DE THÈSE :** Pr Pascal SWIDER

**LIEU ET DATE DE SOUTENANCE :** Toulouse, le mardi 24 septembre 2013

**RÉSUMÉ :** L'objectif de cette étude a été de déterminer l'effet du verrouillage des vis sur la cicatrisation osseuse et sur la stabilité de l'ostéosynthèse effectuée par plaque LCP® équipée soit de vis verrouillées soit de vis corticales standard.

Pour cela, des tibias ovins, présentant une perte de substance de 5 mm, qui constitue un modèle de fracture comminutive, ont été utilisés. Les propriétés biomécaniques des tibias *ex vivo* (flexion, torsion et compression) ainsi que les propriétés radiographiques, biomécaniques, histologiques et histomorphométriques des tibias ovins *in vivo* au cours de la cicatrisation osseuse, ont été comparées entre les 2 groupes de vis.

Les différentes observations ont permis de conclure à un effet positif des vis verrouillées sur la vitesse et la qualité de la cicatrisation osseuse, par rapport aux vis standard. Il pourrait être lié à un environnement biomécanique et biologique plus favorable pour les montages verrouillés que pour les montages conventionnels.

**MOTS-CLÉS :** orthopédie, biomécanique, plaque vissée, vis corticale, vis verrouillée, fracture, perte de substance, cicatrisation osseuse

**DISCIPLINE :** Génie mécanique, mécanique des matériaux

**LABORATOIRE :** UMR 5502 IMFT

Laboratoire de Biomécanique - Pavillon Leriche - CHU Purpan  
Place Dr Baylac - TSA 40031  
31056 TOULOUSE Cedex